

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

AUTOMATICKÉ ROZPOZNÁNÍ KVALITY SIGNÁLŮ EKG

AUTOMATIC ECG SIGNAL QUALITY ASSESMENT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Tomáš Malý

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2020

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor **Biomedicínské a ekologické inženýrství**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Tomáš Malý

ID: 186674

Ročník: 2

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Automatické rozpoznání kvality signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s metodami automatického odhadu kvality signálů EKG. 2) Navrhněte a realizujte metodu pro rozčlenění signálu EKG do segmentů tří typů: typ 1 - kvalitní signál vhodný pro automatické rozměření; typ 2 - méně kvalitní signál vhodný pouze pro detekci komplexů QRS; typ 3 - nekvalitní signál, který neumožňuje žádnou analýzu. 3) Navržené algoritmy vyzkoušejte na vybraných signálech. 4) Otestujte realizované algoritmy na anotovaných signálech dostupných na UBMI a proveďte statistické vyhodnocení získaných výsledků. 5) Vypracujte studii, ve které shrňte dosažené výsledky.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Satija, U., Ramkumar, B.: A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 11, 2018, pp. 36-52.

[2] Tobón, D.P., Falk, T.H.: MS-QI: A Modulation Spectrum-Based ECG Quality Index for Telehealth Applications. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 63, No. 8, August 2016, pp. 1613-1621.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 29.5.2020

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce řeší problematiku automatického odhadu kvality EKG signálů. Hlavním cílem práce je na základě nastudovaných metod realizovat vlastní algoritmus pro rozdělení signálu EKG do tří tříd kvality. Teoretická část práce obsahuje především popis snímání elektrické aktivity srdce, anatomii a fyziologii srdce, elektrokardiografii, různé typy rušení EKG signálů a dvě z vybraných metod pro samotný odhad kvality. Praktická část se poté zabývá realizací jednotlivých metod. Výsledkem práce jsou dva navržené algoritmy pro automatický odhad kvality, které vycházejí z metod popsanych v teoretické části. První z nich je založena na detekci R-vln, ověřování fyziologických předpokladů a následného výpočtu korelačního koeficientu mezi adaptivní šablonou a signálem. Druhá z metod je založena na výpočtu spojitě hodnoty SNR v čase, která je následně prahována. Robustnost metod byla ověřena na třech zadaných reálných signálech EKG, které jsou dostupné na Ústavu biomedicínského inženýrství VUT včetně anotace k určitým částem signálu. Tyto 24hodinové signály byly pořízeny holterovskou metodou měření, která je popsána v teoretické části práce. Závěrem jsou zobrazeny dosažené výsledky jednotlivých metod, včetně jejich srovnání s anotací a statistickým vyhodnocením.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG signál, odhad kvality EKG signálu, rušení EKG signálu, šum, metoda SQL, metoda SNR

ABSTRACT

This thesis deals with issues of automatic quality estimation of ECG signals. The main aim of this thesis is to implement own algorithm for classifying ECG signals into three classes of quality. Theoretical part of the thesis contains mostly description of recording electrical activity of the heart, anatomy and physiology of the heart, electrocardiography, different types of ECG signals interference and two of the chosen methods for quality estimation. Implementation of the chosen methods is presented in the practical part. Result of this thesis are two implemented algorithms, which are based on methods described in the theoretical part. The first of two is based on detection of R-waves, validation of physiological assumptions and the subsequent calculation of the correlation coefficient between adaptive template and interfered signal. Second is based on calculation of a continuous SNR value over time, which is then thresholded. The robustness of the methods was verified on the three specified real ECG signals, which are all available on UBMI including annotation of specific signal parts. Those 24-hour long signals were recorded by Holter monitor, which is described in the theoretical part of the thesis. Achieved results of individual methods, including their comparison with annotation and statistical evaluation are presented in the conclusion of this thesis.

KEYWORDS

ECG signal, quality estimation of ECG signal, ECG signal interference, noise, SQL method, SNR method

MALÝ, Tomáš. *Automatické rozpoznání kvality signálů EKG*. Brno, 2020, 78 s. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma „Automatické rozpoznání kvality signálů EKG“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu diplomové práce panu doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi CSc. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Brno

.....

podpis autora

Obsah

Úvod	11
1 Elektrokarografie	12
1.1 Vznik a snímání signálu EKG	12
1.2 Einthovenovy bipolární svody	12
1.2.1 Einthovenův trojúhelník	13
1.3 Goltbergerovy unipolární svody	14
1.4 Unipolární hrudní svody	15
1.5 Holterovské systémy	16
1.5.1 Snímání EKG pomocí přístroje Bittium Faros 360	17
2 Typy rušení EKG signálu	19
2.1 Kolísání nulové izolinie	19
2.2 Rušení síťovým brumem	20
2.3 Rušení myopotenciály	21
2.4 Impulzní rušení	21
3 Metody rozpoznání kvality EKG signálu	23
3.1 Základní principy hodnocení kvality EKG signálu	24
3.2 Detekce komplexů QRS	25
3.2.1 Detekce QRS komplexů založená na umocnění filtrovaného signálu	25
3.2.2 Panova-Tompkinsova metoda detekce QRS komplexů	27
3.3 Metoda Signal-Quality indices	34
3.4 Metoda založená na výpočtu SNR	37
3.4.1 Wienerovská vlnková filtrace	38
4 Realizace a rozšíření zvolených metod pro odhad kvality EKG signálu	44
4.1 Realizace a rozšíření metody Signal-Quality Indices	44
4.1.1 Popis algoritmu	44
4.2 Realizace metody založené na výpočtu hodnoty SNR	53
4.2.1 Popis algoritmu	53
5 Výsledky jednotlivých metod	59
5.1 Výsledky rozšířené metody SQI	60
5.2 Výsledky metody založené na výpočtu hodnoty SNR	65

6 Závěr	73
Literatura	75

Seznam obrázků

1.1	Einthovenovy bipolární svody [4]	13
1.2	Einthovenův trojúhelník [22]	14
1.3	Goldbergerovy unipolární svody [15]	15
1.4	Unipolární hrudní svody [15] [10]	16
1.5	Holterovský systém [2]	17
1.6	Přístroj Faros 360 [5]	18
1.7	Zapojení přístroje Faros 360 [5]	18
2.1	Rušení kolísáním nulové izoliny [30]	20
2.2	Rušení síťovým kmitočtem [30]	20
2.3	Rušení myopotenciály [30]	21
2.4	Impulzní rušení [11]	22
3.1	Popis EKG křivky [1]	23
3.2	Obecné schéma detekce QRS komplexu [8]	25
3.3	Předzpracování EKG signálu před detekcí QRS komplexů	26
3.4	Výpočet prahů a detekce QRS komplexů	27
3.5	Blokové schéma Panovi-Tompkinsovi metody [19]	28
3.6	Ukázka filtrace pásmovou propustí	29
3.7	Ukázka signálu po průchodu derivačním filtrem	29
3.8	Ukázka signálu po umocnění	30
3.9	Signál po průchodu integračním filtrem	30
3.10	Ukázka průběhu Panova-Tompkinsova QRS detektoru	34
3.11	Blokové schéma SQI metody [18]	35
3.12	Ukázka šablon vytvořených z „kvalitního“ a „nekvalitního“ EKG signálu [18]	36
3.13	Blokové schéma metody pilotního odhadu [23]	38
3.14	Rozložení vstupního signálu do jednotlivých pásem [31]	39
3.15	Tvrdé prahování [27]	42
3.16	Měkké prahování [27]	42
3.17	Prahování garrote [27]	43
4.1	Blokové schéma rozšířené metody SQI pro odhad kvality EKG signálu	46
4.2	Postup zpracování signálu detektorem R-vln založeném na umocnění filtrovaného signálu	48
4.3	Postup zpracování signálu Panovým-Tompkinsovým detektorem	49
4.4	Ukázka chybné detekce R-vln	50
4.5	Extrahované cykly EKG signálu a z nich vypočítaná šablona - 10sekundový úsek signálu	53
4.6	Blokové schéma metody pilotního odhadu [23]	54

4.7	Ukázka první vlnkové transformace vstupního signálu	55
4.8	Ukázka prahování vlnkových koeficientů	55
4.9	Ukázka druhé vlnkové transformace vstupního signálu	56
4.10	Ukázka upravených vlnkových koeficientů korekčním faktorem	57
4.11	Ukázka výsledné filtrace	57
4.12	Průběh SNR v závislosti na signále EKG	58
5.1	Porovnání výsledku s anotací - signál č.100001: vzorky 1 až 10,000,000	60
5.2	Úsek signálu č.100001 s rozdílným hodnocením - „přijatelný“ podle anotace, „špatný“ podle výsledku algoritmu	61
5.3	Úseky signálu č.100001 s rozdílným hodnocením - „přijatelný“ podle anotace, „dobrý“ podle výsledku	62
5.4	Úseky signálu č.100001 s rozdílným hodnocením - „přijatelný“ podle anotace, „dobrý“ podle výsledku	62
5.5	Porovnání výsledku algoritmu rozšířené metody SQI s anotací - ano- tovaný úsek signálu č.100001	63
5.6	Porovnání výsledku algoritmu rozšířené metody SQI s anotací - ano- tovaný úsek signálu č.111001	64
5.7	Porovnání výsledku algoritmu rozšířené metody SQI s anotací - ano- tovaný úsek signálu č.105001	64
5.8	Ukázka vývoje hodnoty SNR v čase - signál č.100001: vzorky 1 až 10,000,000	65
5.9	Porovnání výsledku s anotací - signál č.100001: vzorky 1 až 10,000,000	66
5.10	Porovnání výsledku s anotací - signál č.100001: vzorky 1 až 2,500,000	66
5.11	Porovnání výsledku s anotací - vybraný úsek č.1	67
5.12	Porovnání výsledku s anotací - vybraný úsek č.2	68
5.13	Porovnání výsledku s anotací - vybraný úsek č.3	68
5.14	Porovnání výsledku algoritmu založeného na výpočtu hodnoty SNR s anotací - anotovaný úsek signálu č.100001	69
5.15	Porovnání výsledku algoritmu založeného na výpočtu hodnoty SNR s anotací - anotovaný úsek signálu č.111001	70
5.16	Porovnání výsledku algoritmu založeného na výpočtu hodnoty SNR s anotací - anotovaný úsek signálu č.105001	70
5.17	Vývoj hodnoty SNR v čase - anotovaný úsek signálu č.105001	71
5.18	Ukázka části znehodnoceného úseku signálu č.105001	72

Úvod

V dnešní době se elektrokardiografie bezkonkurenčně řadí mezi nejvýznamnější a nejvíce používané diagnostické metody vůbec. I po více než 100 letech zůstává tato diagnostická metoda, která je založena na snímání elektrické aktivity srdce, nepostradatelnou v diagnostice patologických a rizikových stavů srdce. Velmi významnou rolí elektrokardiografie je diagnostika ischemických poškození myokardu, či poruch převodního systému srdečního.

Postupem času se tato diagnostická metoda dostala již na velmi vysokou úroveň, a proto jsou kladené velké nároky jak na jednotlivé přístroje, tak i na software, který snímané signály zpracovává. Navzdory automaticky hodnotícím systémům jsou však stále nepostradatelné znalosti a zejména zkušenosti lékařů, kteří mají za úkol výsledky jednotlivých systémů správně korigovat. Během snímání EKG se krom užitečného signálu projeví také velké množství šumů, které se podle způsobu vzniku dají rozdělit do několika kategorií. Veškeré rušivé vlivy, ať už vznikají jakkoliv, se v signálu negativně projeví a snižují tak jeho kvalitu a diagnostickou výtežnost.

Automatický odhad kvality EKG signálu pak může být významným pomocníkem při hodnocení křivky lékařem, který tak má předem informaci o tom, které signály, či jeho části, jsou pro analýzu vhodné a které nikoliv. To se uplatní zejména při hodnocení dlouhých záznamů, jako jsou signály pořízené holterovským měřením.

Teoretická část práce je zaměřena jak na vznik a snímání EKG signálu s popisem fyziologických základů, tak i na klasifikaci a charakteristiku jednotlivých druhů šumů s jejich následnou filtrací. Dále jsou v teoretické části popsány dvě metody pro automatické hodnocení kvality EKG signálu, na jejichž základě byly realizovány a otestovány vytvořené algoritmy.

Praktická část se zaměřuje na popis vlastních metod vytvořených v programovém prostředí MATLAB. Cílem metod je ohodnocení vstupních signálů do tří tříd kvality. Do první kategorie č.1 patří takové signály, které jsou vhodné pro celkovou analýzu EKG křivky včetně rozměření jednotlivých vln, intervalů a segmentů. Do kategorie č.2 spadají signály, jejichž kvalita neumožňuje celkovou analýzu, ale je dostačující pro výpočet tepové frekvence, neboli detekci R-vln. Do poslední kategorie č.3 patří zcela znehodnocené signály, u kterých nelze ani spolehlivě detekovat R-vlny. První metoda principiálně vychází z metody Signal-Quality indices (SQI) uvedené a popsané v teoretické části této práce. Druhá metoda je založena na výpočtu spojitého vývoje hodnoty SNR (signal to noise ratio) v čase a následném prahování této hodnoty. K testování vytvořených algoritmů slouží tři 24hodinové signály pořízené pomocí holterovského zařízení Faros 360. K zadaným signálům je z části vytvořená anotace dostupná na Ústavu biomedicínského inženýrství VUT. Tyto anotace slouží k porovnání jednotlivých výsledků algoritmů za účelem dosažení určité přesnosti.

1 Elektrokardiografie

Historie vzniku elektrokardiografie sahá zhruba na přelom 19. století, kdy nizozemský lékař Williem Einthoven sestrojil historicky první přístroj pro snímání srdeční činnosti. Elektrokardiografie je neinvazivní diagnostická metoda sloužící k vyšetření elektrické aktivity srdce a v dnešní době je jednou z nejrozšířenějších a nejvýznamnějších vyšetřovacích metod ve zdravotnictví. Vlastní přístroj, sloužící k záznamu EKG signálu, se nazývá **elektrokardiograf**. Zaznamenaná křivka srdeční aktivity se pak nazývá **elektrokardiogram** [20].

1.1 Vznik a snímání signálu EKG

Myokard je tvořen velkým množstvím svalových buněk, které se nazývají kardiomyocyty. Při různých fázích srdeční činnosti procházejí velké skupiny kardiomyocytů různými fázemi aktivity. V každém čase srdeční činnosti si lze přestavit, že suma potenciálů všech svalových buněk myokardu představuje elektrický dipól v prostoru, který v čase mění jak svůj směr, tak i svoji velikost. Tento pomyslný vektor se nazývá vektor elektrické osy srdeční a je základem pro EKG diagnostiku. Zejména pro to, že je lidské tělo tvořeno z velké části vodou, je pro elektrický proud dobře vodivé. Díky tomuto lze elektrické signály srdce kvalitně zaznamenávat z povrchu těla. K tomu jsou využívány tzv. povrchové elektrody, jejichž počet se u různých typů měření liší. Nejrozšířenější je dvanáctisvodový systém EKG s deseti povrchovými elektrodami. Tento systém tvoří:

- a.) Einthovenovy bipolární svody - I, II, III
- b.) Goltbergerovy unipolární svody - aV_R , aV_L , aV_F
- c.) Unipolární hrudní svody - V_1 až V_6

Mezi další často používané snímací techniky patří např. **etážové svody** pro hodnocení elektrické aktivity pravé síně či **jícnové svody**, které umožňují snímat přesnější signál z levé síně, nebo zadní stěny levé komory. Dnes je hlavní užití jícnových svodů zejména diagnostika arytmií. Další dnes již neodmyslitelnou technikou snímání EKG signálu jsou tzv. **holterovské systémy**, které budou podrobněji popsány níže [16] [29].

1.2 Einthovenovy bipolární svody

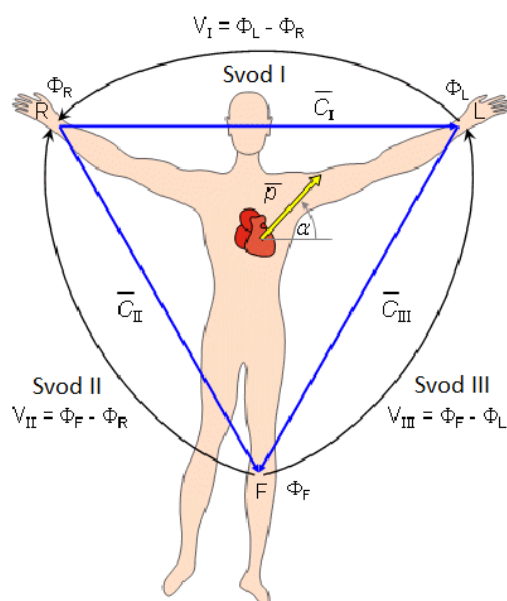
Tyto svody, jinak označované také jako **standartní svody**, se užívají již od začátku elektrokardiografie. Jejich bipolární zapojení znamená, že se měří vždy rozdíl dvou potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami. Tyto svody jsou tvořeny třemi

končetinovými elektrodami. Pravá ruka je označena písmenem R (right) a je standardně označena červenou barvou. Levá ruka (L, left) je označena barvou žlutou a levá noha (F, foot) barvou zelenou. Na pravé noze se pak nachází černá elektroda označena písmenem N (neutral), která slouží jako uzemnění a do vlastního snímání se nezapočítává. Einthovenovy svody jsou celkem tři a jejich standardní označení je římskými číslicemi I, II, III. Jejich zapojení je následující:

Svod I: Mezi pravou a levou rukou

Svod II: Mezi pravou rukou a levou nohou

Svod III: Mezi levou rukou a pravou nohou

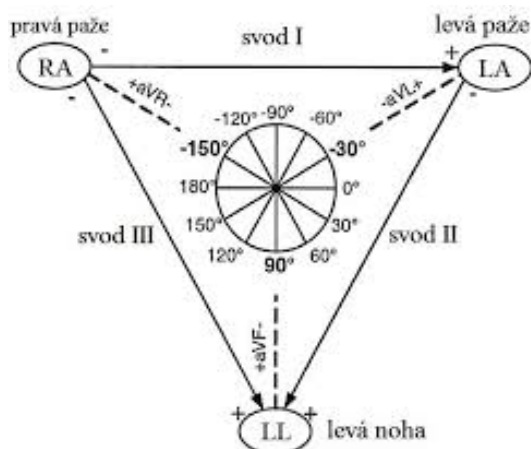


Obr. 1.1: Einthovenovy bipolární svody [4]

1.2.1 Einthovenův trojúhelník

Pomyslným spojením tří končetinových elektrod dostaneme známý **Einthovenův trojúhelník**, který je spolu s jednotlivými svody znázorněn na obrázku výše. Do tohoto pomyslného rovnostranného trojúhelníku se podle aktivity jednotlivých částí srdce promítá vektor srdeční osy. Z EKG záznamu, získaného minimálně ze dvou svodů, jsme podle polarity a velikosti jednotlivých vln schopni určit či na první pohled odhadnout natočení vektoru elektrické osy srdeční. Pro představu lze uvést, že pokud bude např. ve svodu II. největší výchylka vlny R, bude vektor elektrické osy srdeční směřovat ke straně reprezentující tento svod, tedy směrem doprava a dolů, což je fyziologická orientace vektoru srdeční osy. Odchyšky fyziologických hodnot

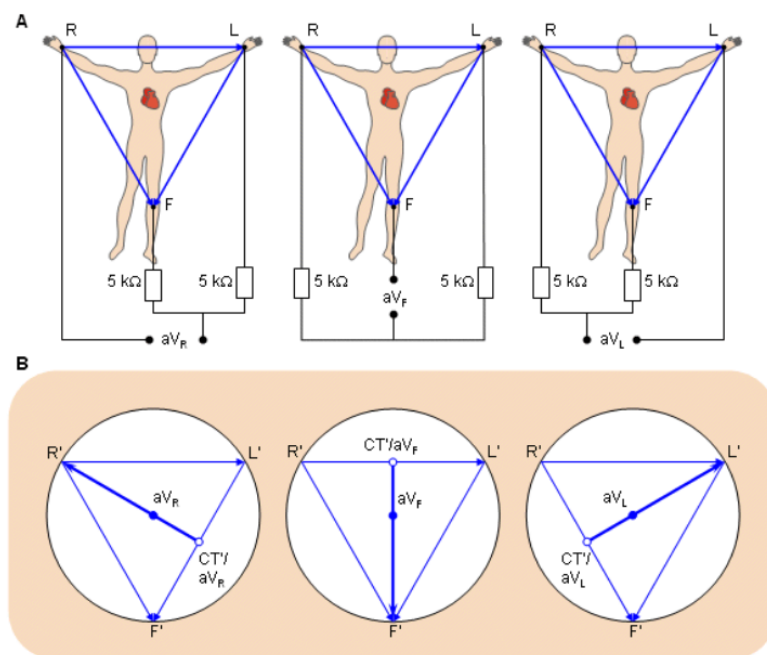
natočení srdeční osy se nazývají jako stočení doprava či doleva. Souvislost Einthovenova trojúhelníku s elektrickou osou srdeční je znázorněna na následujícím obrázku [3] [12].



Obr. 1.2: Einthovenův trojúhelník [22]

1.3 Goltbergerovy unipolární svody

Dalšími třemi svody jsou svody označované aVR, aVL a aVF. Tyto svody jsou realizované opět pomocí tří končetinových elektrod a jejich zapojení je podobné svodům Einthovenovým. Označeny jsou opět podle umístění elektrod (R-right, L-left, F-foot). Písmeno „V“ pak vychází z použití Wilsonovy metody a písmeno „a“ značí slovo *augmented*, které v překladu znamená *zvětšený*. V tomto typu zapojení snímáme vždy signál z jedné snímací elektrody (diferenční elektroda) vůči referenčnímu bodu (indiferenční elektroda), který je řešen právě použitím Wilsonovy metody. To znamená, že měříme potenciál snímací elektrody vůči zbývajícím dvěma elektrodám, které jsou spojeny přes dva stejně velké odpory. Při této úpravě vycházejí šipky vektorů ze středu protilehlých stran (výška trojúhelníku), namísto středu trojúhelníku (těžiště trojúhelníku). Tím se dosáhne dvojnásobného zesílení signálu. Odtud označení „a“ jako *augmentované*.



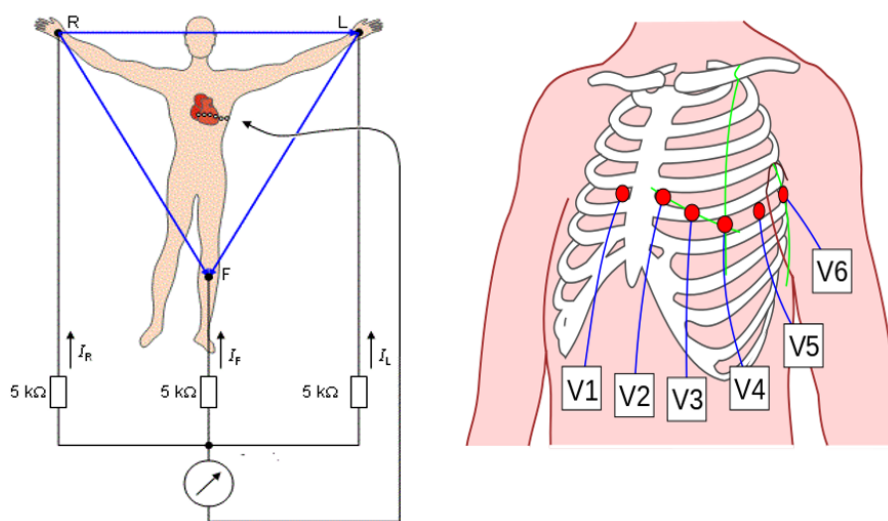
Obr. 1.3: Goldbergerovy unipolární svody [15]

1.4 Unipolární hrudní svody

Na rozdíl od svodů končetinových, které zobrazují srdce do frontální roviny, unipolární hrudní svody zobrazují elektrickou aktivitu srdce do roviny horizontální. Díky této kombinaci lze získat představu o celkovém elektrickém poli srdce. Jak již bylo zmíněno výše, unipolární svody snímají signály z jednoho místa a porovnávají je s referenčním bodem, který má ideálně nulový potenciál. Zde je referenční bod realizován pomocí tzv **Wilsonovi svorky**, která se získá spojením všech tří končetinových svodů přes odpory s hodnotou 5000 ohmů. Tím se vytvoří referenční bod o téměř nulové hodnotě. Jednotlivá místa pro umístění snímacích elektrod jsou přesně definovaná a jejich rozložení je následující:

- V_1 : ve 4. mezižebří těsně vpravo u hrudní kosti
- V_2 : ve 4. mezižebří těsně vlevo u hrudní kosti
- V_3 : uprostřed mezi V_2 a V_4
- V_4 : v 5. mezižebří v medioklavikulární čáře vlevo
- V_5 : mezi V_4 a V_6
- V_6 : ve stejné výši jako V_4 ve střední axilární čáře vlevo

Odezva z hrudních svodů V_1 a V_2 zachycuje signály převážně z pravého srdce a svody V_5 a V_6 naopak zachycují signály ze srdce levého. Schéma zapojení unipolárních hrudních svodů je pak na následujícím obrázku.



Obr. 1.4: Unipolární hrudní svody [15] [10]

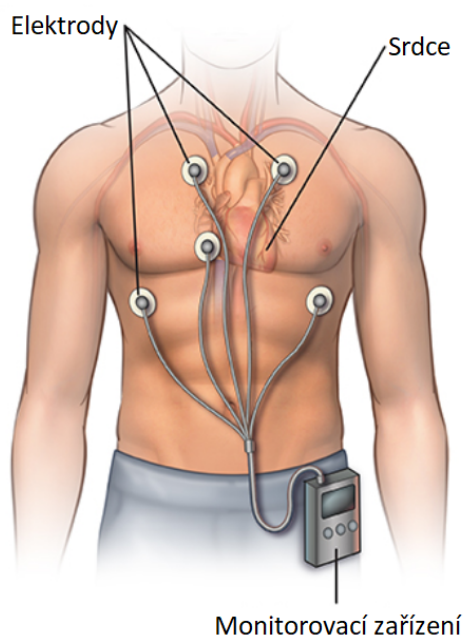
1.5 Holterovské systémy

Jak již bylo naznačeno výše, další nedílnou součástí elektrokardiografie je snímání pomocí holterovských systémů neboli ambulantní monitorování EKG. Jedná se o dlouhodobý záznam EKG signálu, kdy má pacient snímací zařízení neustále při sobě a provádí se záznam při běžných, každodenních činnostech pacienta, včetně spánku. Zpravidla se provádí záznam po dobu 24 i více hodin. Hlavní využití těchto systémů je v diagnostice náhlých poruch srdečního rytmu (arytmií), které se projevují zcela nahodile, nebo jsou spojeny s určitou lidskou činností (např. zvýšenou tělesnou aktivitou). Jejich snímání v nemocničních podmínkách by bylo neefektivní a pro pacienta zbytečně nepohodlné. Důmyslnější holterovské přístroje mohou také analyzovat změny v ST segmentu, což může být projevem srdeční ischemie (nedostatečné zásobování srdce živinami a kyslíkem).

Existuje více typů holterovských systémů a způsobu monitorování. Snímání může probíhat buď kontinuálně, což je pro pacienta z hlediska obsluhy přístroje snazší, nebo výběrově, kdy musí pacient sám ovládat záznam. Dál je důležité, aby pacient během měření zapisoval čas a dobu trvání jednotlivých činností, zejména pak začátek a konec svých subjektivních obtíží (bušení srdce, náhlá slabost, motání hlavy, závrať atd.). K tomuto účelu jsou přístroje často vybaveny tlačítkem pro zaznamenání

tzv. událostních značek, které umožňují označit určitý časový úsek v záznamu EKG křivky. Dál můžeme systémy rozdělit podle počtu svodů, kterých bývá zpravidla 1 až 3 a určuje tak i počet použitých nalepovacích elektrod.

Záznam je obvykle ukládán na paměťovou kartu. V dnešní době disponují moderní holterovské přístroje kvalitními softwary obsahující nástroje pro efektivní analýzu zaznamenané EKG křivky, snadno konfigurovatelnou závěrečnou zprávu, grafické výstupy a zpracovanou správou a archivací dat.



Obr. 1.5: Holterovský systém [2]

1.5.1 Snímání EKG pomocí přístroje Bittium Faros 360

Pro tuto diplomovou práci byla využita data naměřená holterovským systémem Faros 360 (obrázek 1.6), který je produktem finské firmy Bittium. Jednou z výhod tohoto přístroje jsou jeho velmi malé rozměry. Pacienta tak minimálně omezují v jeho každodenních činnostech a aktivitách. Další specifikací systému Faros je snímání i akcelerometrických dat, díky nimž lze detekovat orientaci pacienta v prostoru a jeho pohyb. Před začátkem měření lze nastavit vzorkovací frekvenci, která byla u signálů v rámci této diplomové práce nastavena na 1000 Hz (maximální možná) pro EKG signál a 100 Hz pro signál z akcelerometru. Výstupy jsou společně uloženy ve formátu edf.

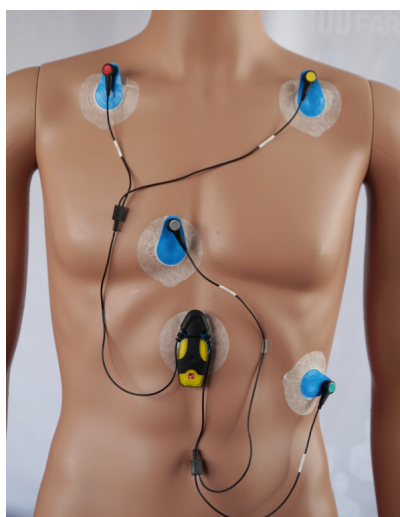
Mezi nejčastější typy zapojení patří jednokanálové měření s využitím dvou unipolárních elektrod. Tímto zapojením, kdy je první elektroda nalepena vlevo po klíční



Obr. 1.6: Přístroj Faros 360 [5]

kostí a druhá vpravo pod bránicí, byly pořízeny i EKG signály, kterými se zabývá praktická část této práce.

Systém Faros 360 však umožňuje i další zapojení a snímání signálu až ve třech kanálech. V tomto zapojení se připojuje na tělo pacienta pomocí pěti samolepících elektrod, z nichž jedna slouží k přichycení samotného přístroje. Další čtyři jsou unipolární elektrody, přičemž tři elektrody jsou měřicí a jedna referenční. Výstupem z tohoto tří-kanálového holterovského přístroje jsou tedy tři signály EKG a tři signály z akcelerometru, které charakterizují pohyb pacienta ve třech osách. Schéma zapojení přístroje na těle pacienta je znázorněno na obrázku 1.7 [5].



Obr. 1.7: Zapojení přístroje Faros 360 [5]

2 Typy rušení EKG signálu

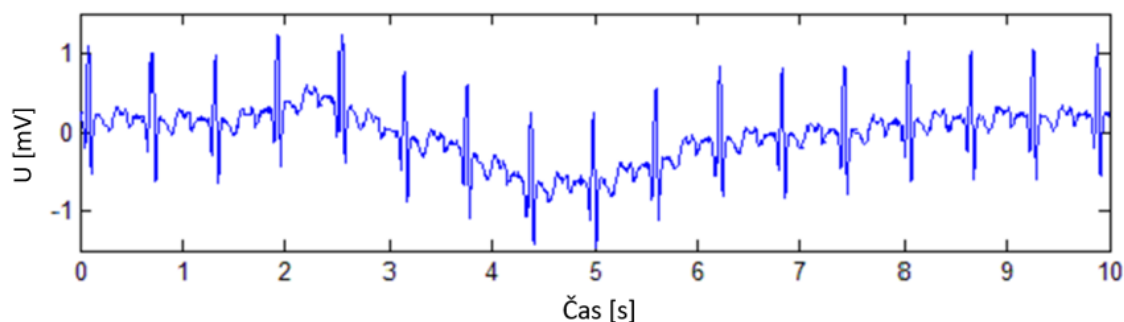
Při snímání EKG záznamu se kromě užitečného signálu srdeční aktivity projevuje také signál neužitečný z jiných zdrojů. Tento nežádoucí signál je nejen přebytečný, ale jeho vliv na celkovou EKG křivku zhoršuje či naprosto znemožňuje stanovení diagnózy. Proto je snaha jak o rozpoznání kvality EKG signálu, tak o co nejdokonalější odstranění těchto rušivých vlivů bez znehodnocení diagnostického významu. Jelikož kvalita každého zaznamenaného EKG signálu úzce souvisí právě s mírou jeho zarušení, je znalost vzniku, parametrů a chování takových rušení velmi důležitá.

Z pravidla každý elektrotechnický přístroj lze považovat zároveň za zdroj i přijímač elektromagnetického rušení. Jednotlivých typů rušivých faktorů existuje velmi mnoho. Z hlediska elektrokardiografie a kvality EKG signálu se však lze zaměřit na několik typických druhů.

Základním rozdělením je podle šířky frekvenčního pásma na rušení *úzkopásmové* a *širokopásmové*. Úzkopásmové rušivé signály jsou u EKG tvořeny především síťovým brumem (kmitočet o frekvenci 50Hz elektrovedné sítě) a kolísáním nulové izolinie, neboli tzv. **driftem**. Širokopásmové rušení zahrnuje zejména myopotenciály, tedy signály, vzniklé činností svalů pohybového aparátu. S tímto typem rušení se setkáváme zejména u zátěžových testů, či holterovském měření. U širokopásmového rušení dochází k většímu frekvenčnímu překryvu se spektrem EKG signálu, což oproti rušení úzkopásmovému více znesnadňuje filtraci a je potřeba na to brát ohled [7] [21].

2.1 Kolísání nulové izolinie

Frekvenční spektrum tohoto typu úzkopásmového rušení dosahuje hodnot zhruba mezi 0 - 2 Hz. Vliv tohoto neužitečného signálu se v záznamu projevuje kolísavou tendencí. Tento tzv. drift může mít více příčin. Mezi ně patří např. *elektrodové artefakty*, které mohou být způsobeny přechodovými elektrochemickými ději na rozhraní elektroda-tkáň, dokonalostí styku mezi tkání a elektrodou, polarizačními jevy či difuzním potenciálem. Frekvenční rozsah těchto elektrodových artefaktů je cca 0 - 0,8 Hz. Další možnou příčinou kolísání izoelektrické linie je dýchání pacienta (do 0,5 Hz) nebo pomalé pohyby pacienta (do 1,5 Hz). Rušení kolísáním nulové izolinie se sice nedá předejít, ale jeho odstranění pomocí filtru typu horní propust je velmi jednoduché a efektivní [21]. Projev kolísání nulové izolinie v EKG signálu je znázorněn na následujícím obrázku.

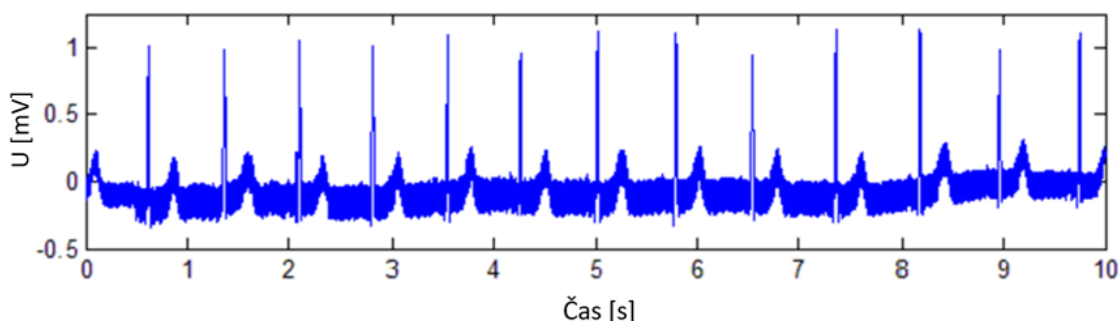


Obr. 2.1: Rušení kolísáním nulové izolinie [30]

2.2 Rušení síťovým brumem

Dalším typem úzkopásmového rušení je tzv. *síťový brum*, který je do měřících přístrojů nejčastěji indukován z elektrické rozvodné sítě, kdy je energie z této sítě „vyzařována“ a následně přijímána měřicí technikou. Může však být způsobeno i nevhodným uzemněním EKG přístroje. Jedná se o nejčastější druh rušení EKG signálu. Jeho frekvence je v úzkém pásmu kolem 50 Hz (v USA kolem 60 Hz) a jeho vyšších harmonických složek. Stejně jako u předchozího typu rušení, ani síťovému brumu se nedá dokonale zamezit a je tedy při konstrukci EKG přístrojů nutné s tímto rušením počítat a pokusit se o co nejefektivnější filtraci.

Rušení je nejvíce zřetelné v okolí QRS komplexu u dlouhodobých záznamů. Jeho frekvence se vyskytuje v pásmu užitečného signálu. Filtrace spočívá v použití filtru typu pásmová zádrž s dostatečně úzkým pásmem potlačovaných frekvencí. Nejčastěji je brum odstraňován FIR filtrem, který má mezní pásmové frekvence 49,5 - 50,5 Hz [13].



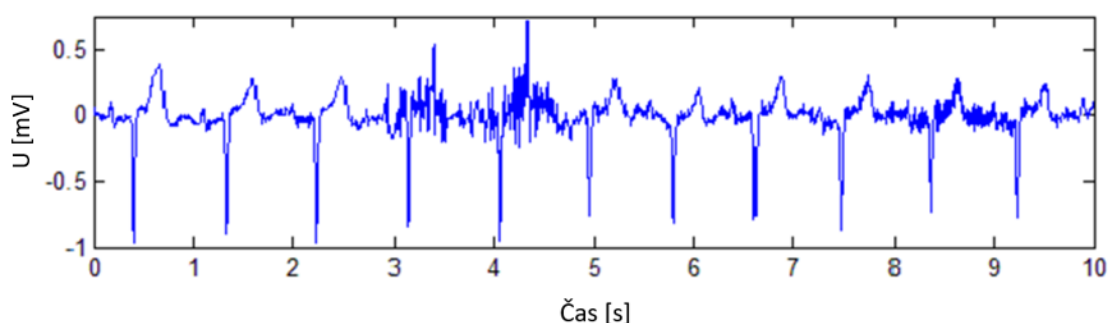
Obr. 2.2: Rušení síťovým kmitočtem [30]

2.3 Rušení myopotenciály

U předchozích dvou typů rušení se jednalo o rušení úzkopásmové, kdy frekvence rušivého signálu dosahovala hodnot jen ve velmi malém rozsahu. Myopotenciály na rozdíl od výše zmíněných patří do skupiny širokopásmového rušení. Frekvenční pásmo se zde pohybuje zhruba od 20 Hz až do řádově několika kHz, což způsobuje značné překrývání s užitečným signálem, zejména pak s frekvenčním pásmem komplexu QRS.

Myopotenciály značí svalové artefakty vznikající při aktivitě kosterního svalstva. Vzniká zejména pohybem končetin, ale i pouhým dýcháním pacienta. Jakýkoliv pohyb či svalová aktivita vyvolává elektromyografické (EMG) rušení, které se přičítá k užitečnému EKG signálu. Při vyšetření je tedy žádoucí, aby byl pacient v klidu a bez jakéhokoliv nežádoucího pohybu. S myopotenciály se proto nejvíce setkáváme při zátěžovém EKG, kde se pohybem pacienta nelze vyhnout.

Jelikož se frekvenční pásma užitečného signálu a šumu značně překrývají, vznikají jisté potíže při filtraci, která má za úkol co nejlépe „očistit“ užitečný signál, ale zároveň ho co nejméně znehodnotit. Často se zde využívá metod průměrování a to buď s využitím klouzavého okna, nebo průměrování určitého počtu repetitivních signálů. Rušení EKG signálu myopotenciály je vidět na následujícím obrázku.

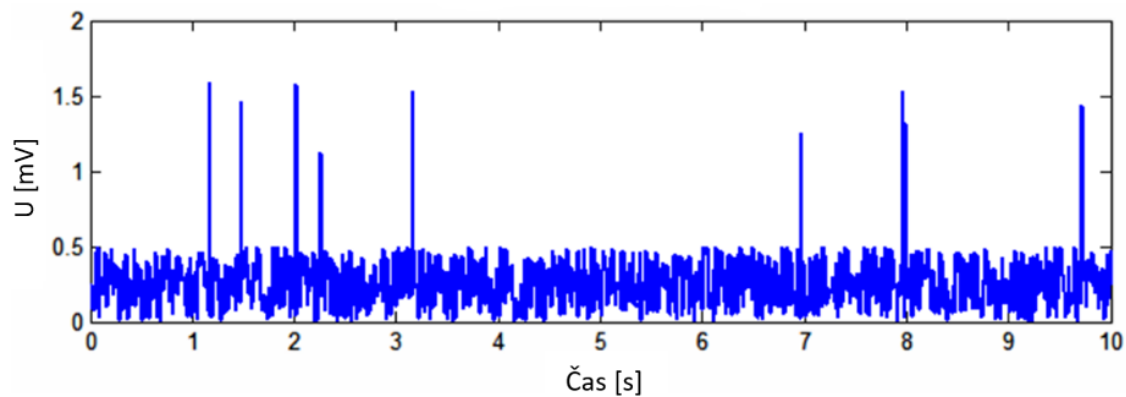


Obr. 2.3: Rušení myopotenciály[30]

2.4 Impulzní rušení

Jedná se o další typ širokopásmového rušení, které se projevuje zpravidla skokovými změnami amplitudy, které mohou často dosahovat velmi vysokých hodnot. Příčin vzniku impulzního šumu 2.4 může být vícero. Často se jedná o elektrostatický či atmosferický výboj, spínané napájecí zdroje v blízkosti přístrojů, nebo kolektory elektromotorů. Spínané napájecí zdroje mají při sepnutí za následek rychlou změnu

proudu, což vyvolá změnu indukovaného napětí na zátěži. To ve výsledku vyvolá indukci proudu na vodičích EKG. Spínané zdroje se používají např. pro napájení počítačů a další spotřební elektroniky. Filtrace tohoto typu rušení není dost dobře možná. Proto je nutné snímat více srdečních cyklů [28].

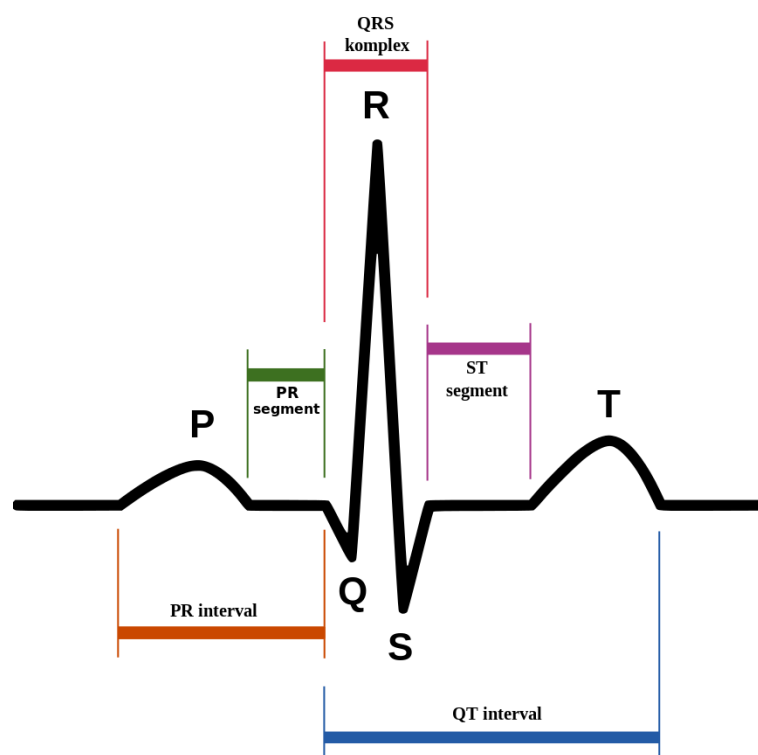


Obr. 2.4: Impulzní rušení [11]

3 Metody rozpoznání kvality EKG signálu

V této kapitole se dostáváme k samotné otázce hodnocení kvality EKG signálu spolu s představením několika metod, které se pro hodnocení používají. Jednotlivé metody a jejich principy se liší a vycházejí z odborných článků s danou tematikou.

Na začátku je nutné říci, kdy a proč se hodnocení kvality používá. Základním stavebním kamenem pro diagnostiku srdce je kvalitní a dobře čitelný záznam srdeční aktivity. To znamená, že lze v registrovaném signálu kvalitně rozměřit jednotlivé a diagnosticky významné části, což jsou zejména začátky a konce jednotlivých vln, kmitů, úseků a intervalů viz 3.1. U kvalitního, šumem nepoškozeného signálu nebývá takové rozměření problém. Ten nastává právě v situacích, kdy je signál jakkoliv znehodnocen a schopnost jeho čtení je buď omezená, nebo zcela nemožná. Hlavním cílem hodnocení kvality EKG signálu je tedy určit, do jaké míry je tento signál, či jeho část „čitelný“. Proto je nutné, aby se toto hodnocení provádělo před samotnou diagnostikou.



Obr. 3.1: Popis EKG křivky [1]

Nejčastějším typem vyšetření srdce je vyšetření na kardiologii, kde snímání EKG křivky trvá většinou pár desítek sekund, a to pod odborným dohledem. Proto zde většinou k znehodnocení signálu nedochází a pokud ano, není problém pořídit jed-

noduše záznam nový. Z tohoto důvodu má hodnocení kvality svůj velký potenciál spíše při dlouhodobých snímání, zejména pak při ambulantních měření s využitím holterovských přístrojů. U takových se provádí diagnostika na základě několikahodinových snímání, u kterých je téměř nemožné dosáhnout dostatečné kvality v celém záznamu a mnoho úseků zde bývá velmi znehodnocených. Aby tyto úseky dál nekomplikovaly diagnózu, je vhodné je v signálu najít, určit a případně je ze signálu následně vyloučit. K tomu slouží právě metody pro hodnocení kvality EKG signálu.

3.1 Základní principy hodnocení kvality EKG signálu

Ačkoliv se od sebe jednotlivé metody liší, jejich základní principy fungování jsou si podobné. Téměř vždy se totiž jedná o jakési extrahování a ohodnocení jednotlivých částí signálu. Proto si pár takovýchto principů shrneme ještě před tím, než budou podrobněji popsány jednotlivé metody.

Na začátek je nutné si uvědomit, že při hodnocení dlouhodobých EKG záznamů nejde o „oznámkování“ signálu jako celku, ale o sledování vývoje kvality v čase. Jak již bylo řečeno, v dlouhodobých záznamech se s různou četností vyskytují znehodnocené úseky, přičemž jednotlivé metody se snaží právě tyto úseky odhalit a nějakým způsobem zvýraznit. V praxi se tedy používá plovoucí okno, které signál postupně podle různých pravidel hodnotí vzorek po vzorku.

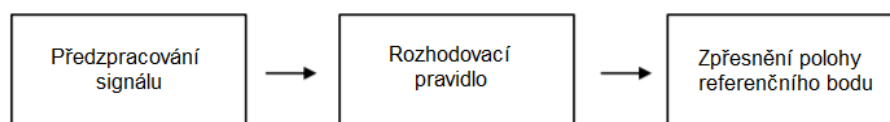
Mezi sledované parametry může patřit např. rozsah hodnot signálu, který by neměl klesnout pod 0,2 mV, a naopak stoupnout nad 15mV. Úseky signálu, kde je rozsah hodnot mimo tuto škálu, což může být způsobeno např. špatným kontaktem elektrody s kůží (snížení hodnoty), nebo přítomností impulzního/vysokofrekvenčního rušení (zvýšení hodnoty), lze pokládat za nekvalitní.

Dál lze zmínit detekci konstantních linií, kdy v reálném EKG signálu nemůže docházet k úsekům s neměnnými hodnotami vzorků. Takové úseky jsou lehce detekovatelné a většinou značí odpojení elektrody od tkáně.

Další často používanou technikou je využití detektoru R vln, ze kterých se následně počítají hodnoty, jako jsou tepová frekvence a délka jednotlivých RR intervalů. Jednotlivé prahy vychází z fyziologických hodnot. Mezi pravidla pro hodnocení běžně patří tepová frekvence nepřesahující meze 40 - 180 tepů za minutu, určitá maximální délka RR intervalu a určitý práh podílu nejdelšího RR intervalu ku nejkratšímu RR intervalu. Blíže budou tyto principy probrány v jednotlivých metodách na následujících stránkách [18] [9].

3.2 Detekce komplexů QRS

Jak již bylo naznačeno, součástí mnoha metod pro rozpoznání kvality EKG signálu je detektor QRS komplexů, na který jsou kladeny určité nároky. V rámci této diplomové práce se bude QRS detektor diskutovat zejména ve spojitosti s metodou Signal-Quality indices (SQI), která je uvedena a popsána v kapitole 3.3. Z tohoto důvodu zde bude uveden základní princip detekce, včetně popisu v praxi použitých a testovaných metod. Detekování QRS komplexů je dnes již běžnou a relativně nenáročnou problematikou, která se u běžných měření EKG obejde zpravidla bez větších potíží. Ty však mohou být způsobeny např. při zátěžových EKG testech, či v důsledku skokových změn signálu. Obecný princip detekce QRS komplexů lze vyjádřit následujícím blokovým schématem:



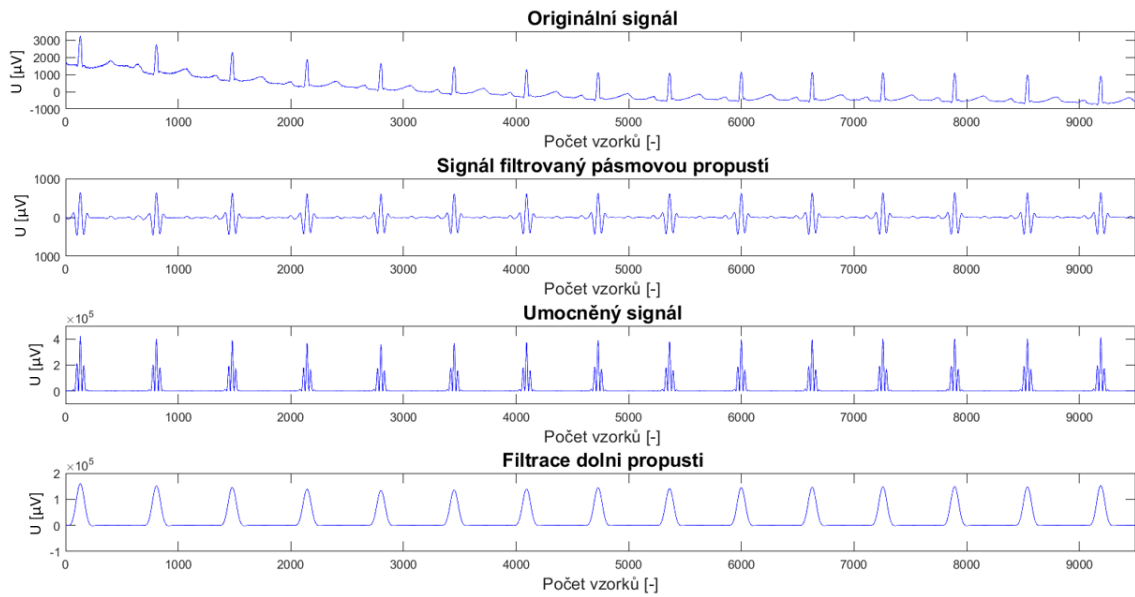
Obr. 3.2: Obecné schéma detekce QRS komplexu [8]

První blok charakterizuje úpravu vstupního signálu takovým způsobem, aby byl vhodný k následující detekci. Zpravidla se jedná o zvýraznění jednotlivých QRS komplexů (R-vln) v celkové délce signálu, za současného potlačení vln ostatních (vlny P a T) a rušení. Důležitá součást předzpracování je tedy i kvalitní filtrace EKG signálu, zejména pak potlačení síťového brumu, driftu a myopotenciálů (viz kap 2). Po vhodné úpravě se na EKG signál aplikuje jedno, nebo více rozhodujících pravidel, které slouží právě pro určení polohy R-vlny. Mezi tyto pravidla můžeme zařadit např. detekci průchodu nulou či detekci překročení určité prahové hodnoty. Druhé z uvedených pravidel se využívá např. v metodě založené na umocnění filtrovaného signálu, kterou si popíšeme v následující podkapitole. Nakonec se u většiny algoritmů po hrubém detekování poloh QRS komplexů provádí další zpřesňování této polohy za účelem zamezení falešně pozitivních detekcí. K tomu se využívají další pravidla, která se od sebe mohou dle jednotlivých metod navzájem lišit [8].

3.2.1 Detekce QRS komplexů založená na umocnění filtrovaného signálu

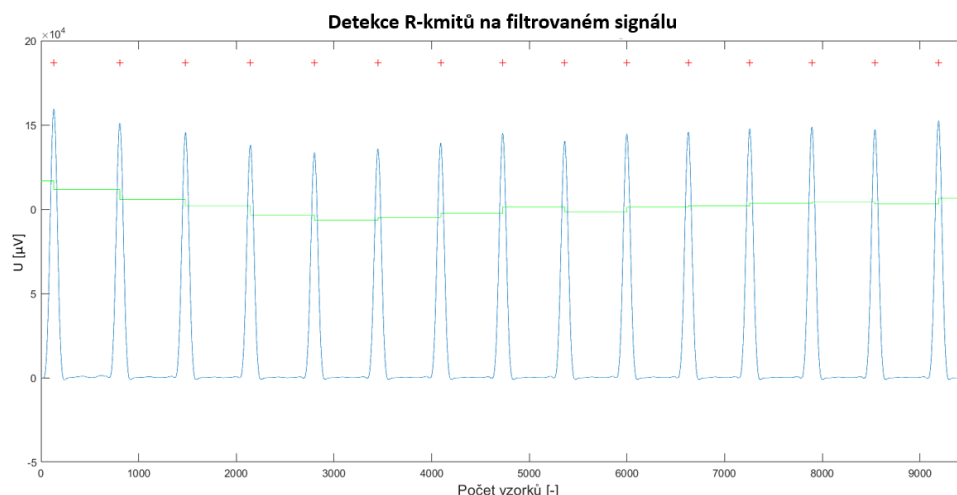
Jako první si zde uvedeme velmi používanou a relativně jednoduchou metodu, která vychází z analogových detektorů. Signál je, jak již bylo uvedeno výše, nejdříve vhodně filtrován a upraven za účelem zvýraznění QRS komplexů. K tomu slouží

filtr typu pásmová propust s mezními kmitočty zpravidla 11 až 21 Hz [14], což odpovídá právě kmitočtové oblasti QRS komplexu. Většina rušení, včetně vln P a T, je tímto potlačena a neovlivňuje tak následné zpracování. Po filtraci pásmovou propustí je signál umocněn, čímž dojde k překlopení všech záporných hodnot na hodnoty kladné a tedy i k dalšímu zvýraznění QRS komplexu. Následuje filtrace dolní propustí pro celkové vyhlazení signálu, čímž je získána finální podoba upraveného vstupního signálu se zvýrazněnými QRS komplexy, na který se následně mohou aplikovat rozhodovací pravidla pro detekování jednotlivých poloh R-vln. Výše uvedený postup je znázorněn na následujícím obrázku 3.3 [14].



Obr. 3.3: Předzpracování EKG signálu před detekcí QRS komplexů

Rozhodovací pravidla jsou v tomto případě definovány jako určitá prahová hodnota, kterou když signál překročí, je tento nadprahový úsek signálu označen jako QRS komplex. Hodnota prahu se však nejdříve musí nastavit. K tomu slouží zpravidla plovoucí okno o délce dvou vteřin, ve kterém se detekce QRS komplexů počítá. Plovoucí okno je zvoleno zejména pro to, aby se prahová hodnota mohla v čase přizpůsobovat tvaru a hodnotě signálu. Délka okna 2 vteřiny zajišťuje, aby se v každou chvíli v okně nacházel aspoň jeden QRS komplex. V tomto okně se v každé fázi tedy nejdříve vypočítá 40% hodnoty maxima (maximální amplitudy) a tato hodnota se použije jako práh pro daný úsek signálu. Podle situace je však možné prahovou hodnotu měnit, či použít konstantní práh pro celou délku signálu, což je možné např. u signálů krátkých a málo zarušených. Výpočet prahů a detekce QRS komplexů je ukázána na obrázku 3.4 [8].



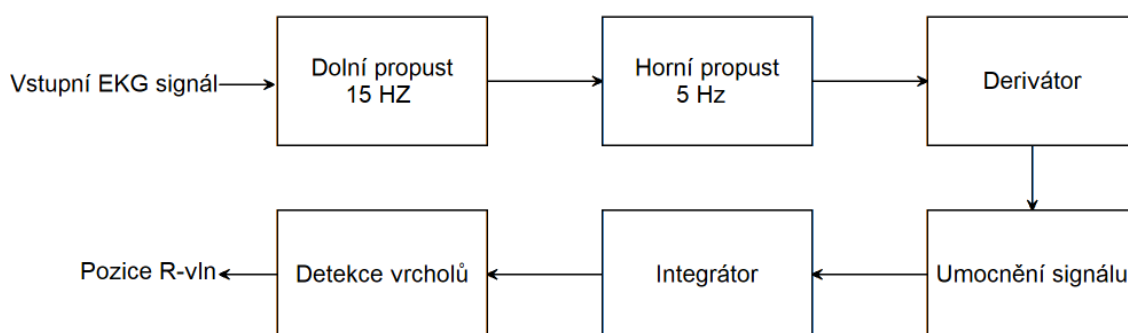
Obr. 3.4: Výpočet prahů a detekce QRS komplexů

Posledním krokem, jak už bylo řečeno, je aplikování různých pravidel a opatření za účelem dalšího zpřesnění výsledku. Z principu detekování QRS komplexu na základě překročení prahové hodnoty je zřejmé, že je tento práh překročen každým peakem zpravidla vždy po určitou dobu. Přesný bod QRS komplexu se tedy následně určí např. pomocí nalezení extrému detekované R-vlny. Další zpřesnění se dá provést použitím dalších rozhodovacích pravidel, které slouží k ošetření příliš dlouhé, či příliš krátké vzdálenosti mezi jednotlivými QRS komplexy. První pravidlo je vyřešeno tzv. refrakterní dobou, která je 0,15s. Po detekování jednoho QRS komplexu se po tuto refrakterní dobu nesmí objevit QRS komplex další. Druhé pravidlo zajišťuje maximální možnou délku RR intervalu, která je nastavena na 1,66 násobek průměrné vzdálenosti RR intervalů předchozích. Pokud během této doby není detekován další QRS komplex, dochází k zpětné detekci zkoumaného úseku se sníženým prahem [8] [13].

3.2.2 Panova-Tompkinsova metoda detekce QRS komplexů

Druhým algoritmem pro detekování QRS komplexů, který je následně využit v praktické části u metody SQI (viz kap. 3.3), je Panova-Tompkinsova metoda publikovaná v roce 1985, která je pojmenovaná po autorech Jiapu Panovi a Willis J. Tompkinsovi. Jejich dnes už velmi používaná metoda byla testována na anotované MIT/BIH Arrhythmia databázi včetně signálů s přítomností šumů, přičemž autoři uvedli přesnost metody 99,3%. Jelikož se jedná o velmi efektivní real-time metodu, jeví se jako vhodná i pro detekci QRS komplexů u několika hodinových signálů, jako je tomu v našem případě.

Jedná se o metodu využívající posloupnost několika filtrů pro zvýraznění frekvenční oblasti QRS komplexu při současném potlačení šumu a nežádoucích složek signálu. Stejně, jako u metody předchozí, je i zde využito umocnění signálu pro zesílení, a tedy i další zvýraznění QRS oblasti. Panova-Tompkinsova metoda je založená na analýze amplitud, šikmosti a šířky jednotlivých QRS komplexů. To vše v reálném čase, což je další velkou výhodou tohoto algoritmu. Schéma metody, jehož jednotlivé bloky si následně popíšeme, je vidět na obrázku 3.5. Původní metodu autoři navrhli pro EKG signály se vzorkovací frekvencí 200 Hz, od čehož se odvíjí i veškeré autory navržené přenosové funkce jednotlivých filtrů. Tato práce se zabývá signály se vzorkovací frekvencí 1000Hz, a proto se jednotlivé postupy liší [19] [25].

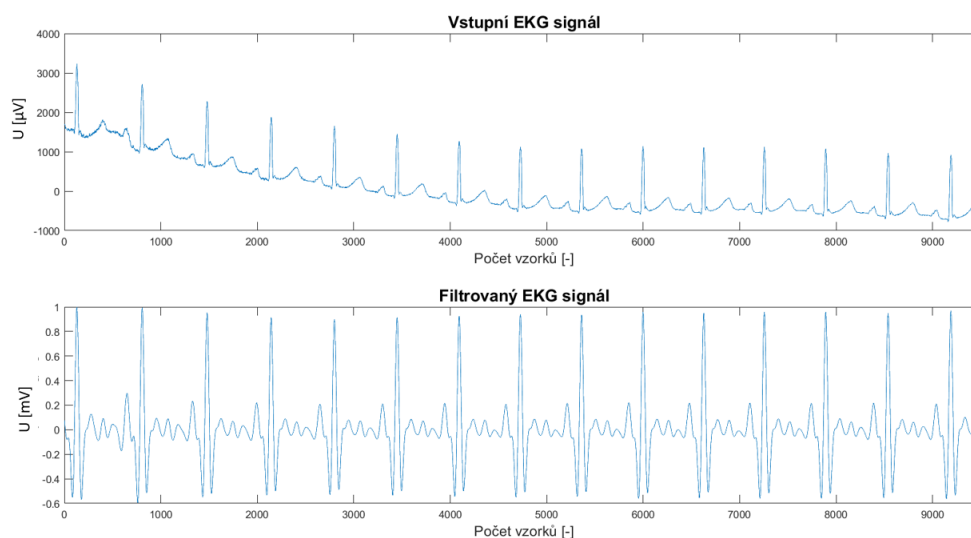


Obr. 3.5: Blokové schéma Panovi-Tompkinsovi metody [19]

Filtrace

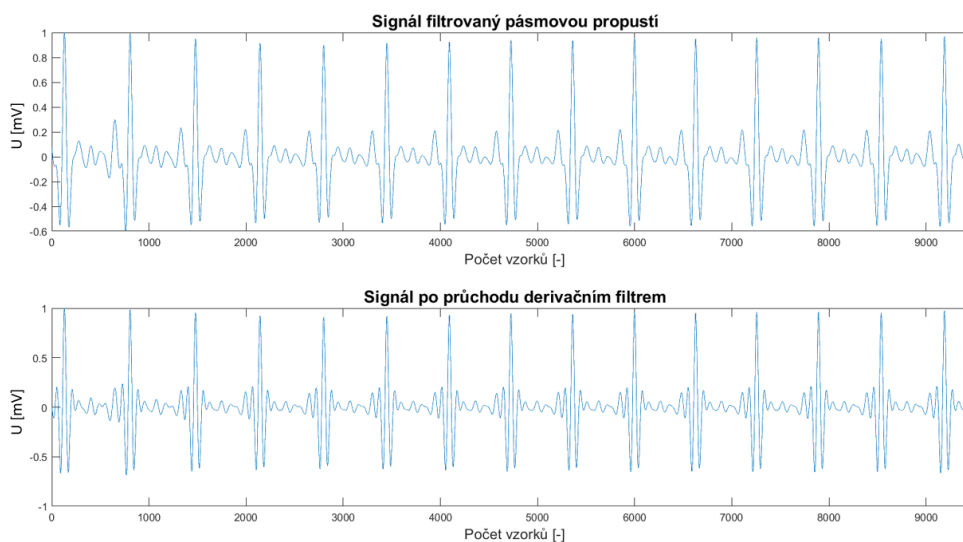
Prvním krokem Panova-Tompkinsova algoritmu je filtrace signálu pomocí pásmové propusti, která je v původní metodě realizována spojením samostatné horní a dolní propusti. Kaskádovitým spojením těchto dvou filtrů vznikne pásmová propust s mezními kmitočty 8 - 15 Hz, což účinně vede ke zvýšení poměru signál/šum. Jak již bylo zmíněno výše, autoři navrhli filtry s přenosovými funkcemi pro EKG signály se vzorkovací frekvencí 200Hz. Pro signály v rámci této práce, které mají vzorkovací frekvenci 1000 Hz, je namísto dvou výše uvedených filtrů použit filtr typu pásmová propust s mezními frekvencemi 5Hz a 15Hz.

Stejně jako u předchozí metody, i zde pásmová propust zajistí filtraci většiny nežádoucích složek, jako jsou vlny P a T, kolísání nulové izoliny, myopotenciály a brum. Na obrázku 3.6 je vidět výsledek takové filtrace vstupního EKG signálu se vzorkovací frekvencí 1000Hz.



Obr. 3.6: Ukázka filtrace pásmovou propustí

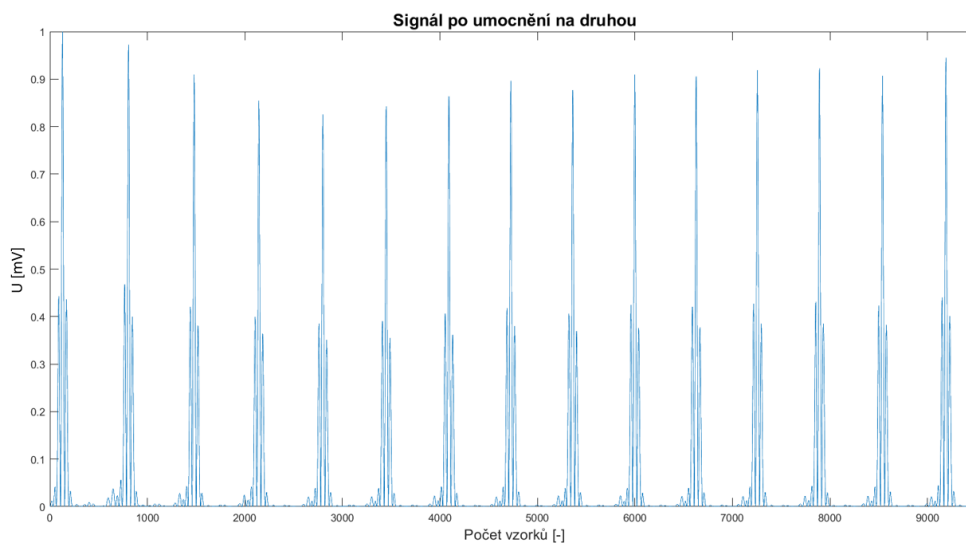
Třetím krokem je derivování signálu pomocí derivátoru, který poskytuje informace o sklonu QRS komplexu. V praxi je možné použít také filtr typu pásmová propust s lichou impulsní charakteristikou, který má účinek podobný derivaci. Výsledek této operace je vidět na následujícím obrázku 3.7.



Obr. 3.7: Ukázka signálu po průchodu derivačním filtrem

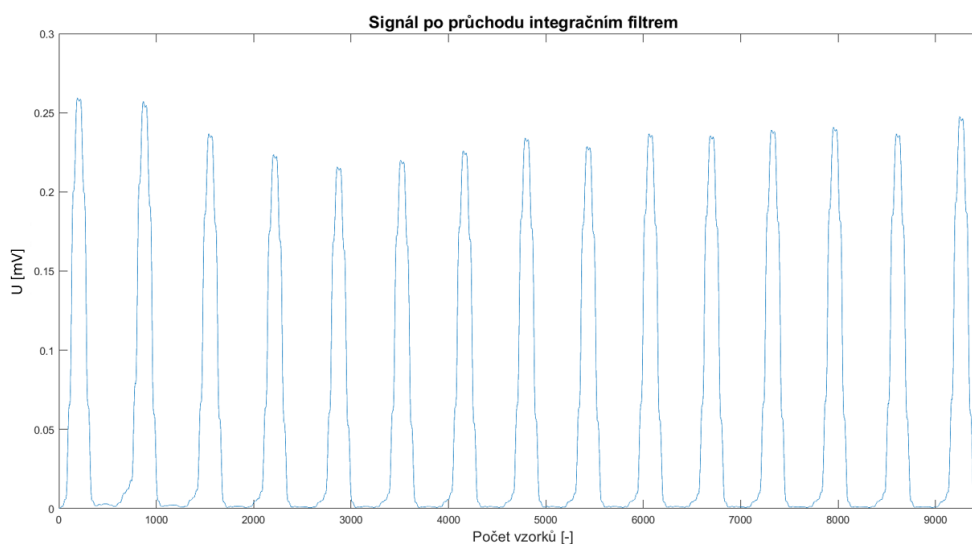
Následně je signál umocněn na druhou. Výsledkem je překlopení signálu do kladných hodnot a zesílení velkých rozdílů, které jsou zde charakterizovány právě QRS

komplexy. Ty jsou takto zvýrazněny za současného snížení pravděpodobnosti možné falešné detekce T-vlny. Výsledek umocnění je vidět na následujícím obrázku.



Obr. 3.8: Ukázka signálu po umocnění

Umocněný signál vstupuje do dalšího bloku tvořeným filtrem s pohyblivým průměrem, přičemž je signál průměrován v okně o délce 150ms. Tento filtr poskytuje informace o době trvání QRS komplexu a zároveň slouží k vyhlazení signálu po derivování a umocnění, aby nedocházelo k detekci falešných vrcholů. Vyhlazený signál po průchodu filtrem je vidět na obrázku 3.9 [19] [25].



Obr. 3.9: Signál po průchodu integračním filtrem

Detekce

Nakonec je pro úspěšné detekování QRS komplexů nutné nalezení lokálních vrcholů integrovaného signálu. Vrchol je definován jako bod, ve kterém signál mění směr z rostoucího na klesající. Zároveň je zde pravidlo, kdy následujících 200 ms po detekci píku není možné detekování píku dalšího. Toto pravidlo odpovídá fyziologickému omezení z hlediska refrakterní fáze, během níž nemůže dojít ke komorové depolarizaci ani v přítomnosti stimulu.

Jednotlivé detekované vrcholy jsou poté porovnávány s prahovými hodnotami, aby se vyloučila možnost nesprávné detekce šumové špičky. Tyto prahy zohledňují informace o již detekovaných QRS komplexech a hladině šumu.

Jako první se prahuje integrovaný signál viditelný na obrázku 3.9. Hodnota prahu je zde upravována tak, aby se jeho hodnota pohybovala v těsné blízkosti nad hodnotou šumu. Tímto způsobem je získána relativně nízká prahová hodnota, což je možné díky dobrému poměru signálu k šumu. Práh č.1 pro integrovaný signál se počítá následujícím způsobem:

$$THI = NPKI + 0.25(SPKI - NPKI), \quad (3.1)$$

kde THI je práh pro integrovaný signál, $NPKI$ je průběžný odhad hladiny šumu v integrovaném signálu a $SPKI$ je průběžný odhad hladiny užitečné složky v integrovaném signálu.

Práh THI je automaticky upravován s každým nově detekovaným píkem podle toho, jestli je tento pík klasifikován jako pík užitečného signálu, nebo pík šumový (podle překročení, či nepřekročení prahové hodnoty). S každým nově detekovaným píkem jsou tedy hodnoty $SPKI$ a $NPKI$ přepočítávány pomocí následujících vzorců podle toho, jestli je nově detekovaný pík klasifikován jako QRS komplex (pro $SPKI$), nebo jako šum (pro $NPKI$)

$$SPKI = 0.125PKI + 0.875SPKI, \quad (3.2)$$

$$NPKI = 0.125PKI + 0.875NPKI, \quad (3.3)$$

kde PKI je nově nalezený pík v integrovaném signálu.

Na začátku detekce je zapotřebí 2sekundová učicí fáze pro inicializaci $SPKI$ a $NPKI$ jako procento maximální a průměrné amplitudy. Pokud je nově detekovaný pík menší, než aktuálně stanovený práh, je tento pík počítán jako pík šumový, a je tedy připočítána hodnota $NPKI$ podle výše uvedeného vzorce. Pokud je však nově detekovaný pík nadprahový, provede se před uznáním tohoto píku jako QRS další kontrola. Tato kontrola bere v úvahu informace poskytované signálem vystupujícím

z pásmové propusti. V tomto filtrovaném signále se vyhledává pík, který odpovídá píku nalezenému v signále integrovanému. Jakmile je tento pík nalezen, je následně porovnáván s druhým prahem, který je vypočítán obdobným způsobem, jako práh předchozí. Jednotlivé rovnice pro výpočet prahu, kde se výběr proměnných *SPKF* a *NPKF* opět řídí podle klasifikace jednotlivých píků, jsou tedy:

$$THF = NPKF + 0.25(SPKF - NPKF), \quad (3.4)$$

$$SPKF = 0.125PKF + 0.875SPKF, \quad (3.5)$$

$$NPKF = 0.125PKF + 0.875NPKF. \quad (3.6)$$

Výše uvedené prahy pro integrovaný a pásmovou propustí filtrovaný signál *THI* a *THF* fungují dobře u signálů s pravidelným srdečním rytmem. Je však nutné ošetřit i možnost nepravidelných srdečních rytmů. Proto se v takových případech, kdy během určité doby není detekován žádný QRS komplex, provede zpětná detekce se sníženým prahem. Pro tuto zpětnou detekci jsou použity původní prahy snížené na polovinu, a tedy:

$$THIbd = 0.5THI, \quad (3.7)$$

$$THFbd = 0.5THF, \quad (3.8)$$

kde *THIbd* je práh pro zpětnou detekci integrovaného signálu a *THFbd* je práh pro zpětnou detekci u původního signálu filtrovaného pásmovou propustí.

Úprava průměrných RR-intervalů

Pro další zpřesnění výsledků a kvůli zamezení nesprávných detekcí jsou zde využity další pravidla, které se týkají RR-intervalů. Hlavním důvodem těchto pravidel je schopnost adaptace algoritmu na rychle se měnící, či nepravidelnou srdeční frekvenci. Pro tyto rozhodující pravidla jsou v paměti uchovávány vždy dvě hodnoty průměru RR-intervalů. Každý z těchto dvou průměrů je však vypočítán z RR-intervalů odlišných.

První průměr je vypočítán z osmi posledních RR-intervalů v aktuálním kroku bez ohledu na jejich hodnoty, a tedy:

$$RAA1 = 0.125(RR_{n-7} + RR_{n-6} + \dots + RR_n), \quad (3.9)$$

kde RR_n je aktuálně poslední vypočítaný RR-interval.

Výpočet druhého průměru je založen na vybraných RR-intervalech, jejichž hodnota musí spadat mezi dva limity. Výsledný průměr se počítá z posledních osmi intervalů, které tyto dva limity splňují. Výpočet druhého průměru je tedy dán následující rovnicí:

$$RRA2 = 0.125(RR'_{n-7} + RR'_{n-6} + \dots + RR'_n), \quad (3.10)$$

kde RR'_n je aktuálně poslední vypočítaný RR-interval, který svoji hodnotou spadá mezi následující dolní a horní limit:

$$RR_{LL} = 0.92RR_{A2}, \quad (3.11)$$

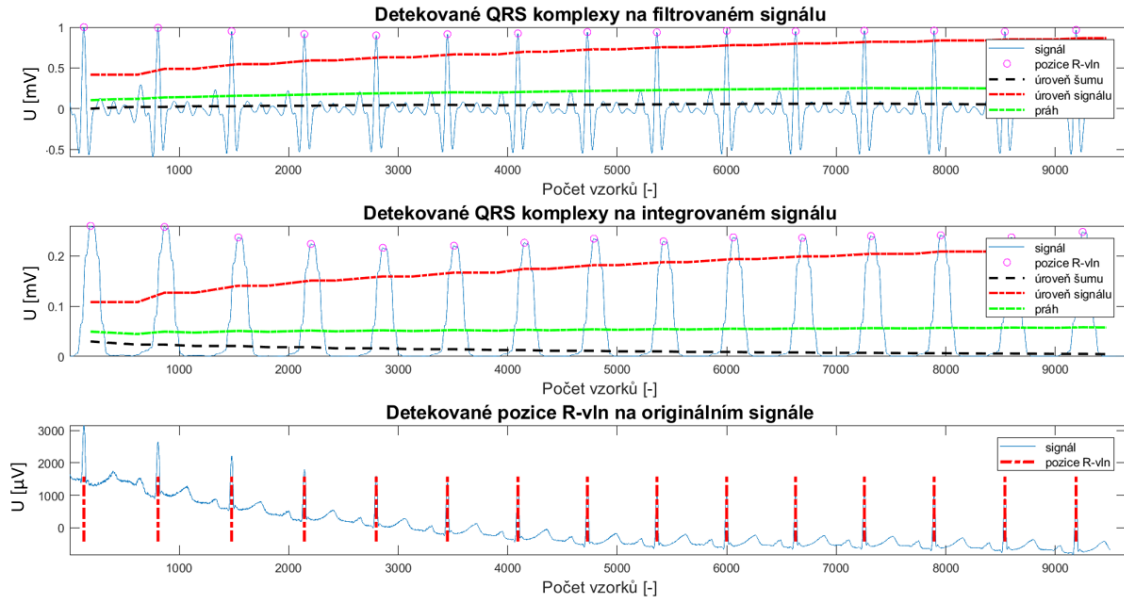
$$RR_{HL} = 1.16RR_{A2}. \quad (3.12)$$

Není-li žádný QRS komplex detekován v okně o velikosti 166% hodnoty $RRA1$, nebo $RRA2$, které se volí podle pravidelnosti srdečního rytmu, je jako potenciální QRS komplex brán nejvyšší pík v tomto okně. Tento potenciální QRS se následně klasifikuje pomocí snížených prahů THI_{bd} a THF_{bd} jako R-vlna v případě překročení těchto prahů, nebo jako šumový pík v případě jejich nepřekročení [19] [25].

Kontrola chybné detekce T-vlny

Posledním krokem celého algoritmu je ověření, že detekovaný QRS komplex není chybně detekovaná T-vlna s vyšší amplitudou. Z tohoto důvodu se ověřuje, jestli nově detekovaný QRS komplex nespádá do časového okna 160ms po skončení refrakterní fáze (200ms) QRS komplexu předchozího. V případě, že nově detekovaný pík do tohoto časového okna spadá, algoritmus vyhodnotí, jestli se opravdu jedná o QRS komplex, nebo se jedná o vlnu T. K tomu slouží porovnání sklonu této nově detekované vlny s posledním detekovaným QRS komplexem. Pokud je hodnota tohoto sklonu menší, než je polovina sklonu posledního QRS, označí se aktuální pík jako T-vlna a je tím přiřazen ke skupině detekovaných šumových píků, čímž jsou i aktualizované hodnoty $NPKI$ a $NPKE$. V případě, že je tento sklon vyšší, je tento pík skutečně brán jako QRS komplex [19].

Na následujícím obrázku 3.10 je vidět ukázka detekce QRS komplexů na vybrané části EKG signálu. Součástí je i ukázka vývoje úrovně signálu a šumu v čase, včetně vývoje prahové hodnoty a ukázka pozic jednotlivých detekovaných R-vln viz následující obrázek.

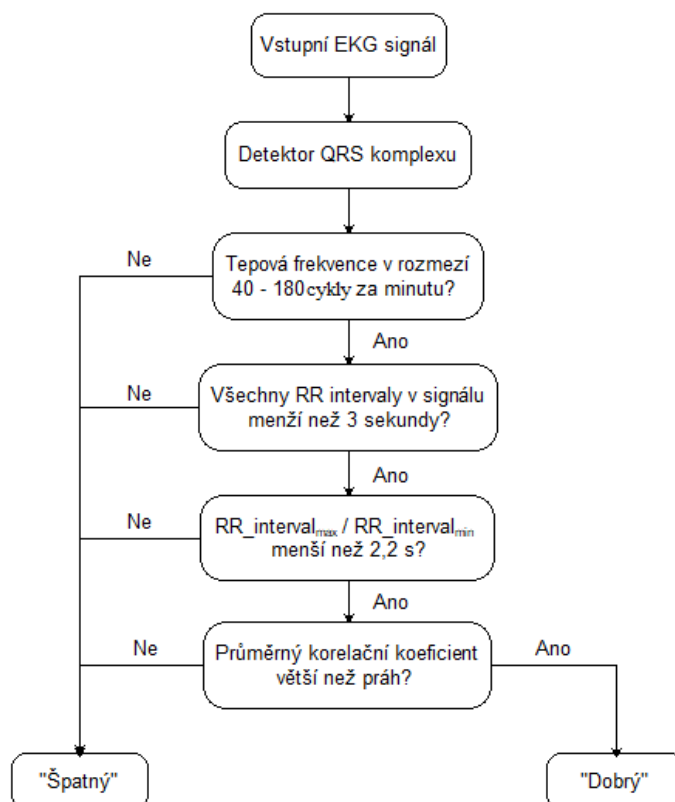


Obr. 3.10: Ukázka průběhu Panova-Tompkinsova QRS detektoru

3.3 Metoda Signal-Quality indices

Tato metoda, vycházející z publikace [18], je původně navržena nejen pro hodnocení kvality signálu EKG, ale i signálu pořizovaného pomocí fotopletysmografie. Tato práce však bude zaměřena pouze na využití SQI metody z hlediska hodnocení EKG signálu.

Algoritmus metody SQI rozděluje signál s využitím několika kritérií na „dobrý“, který by měl být dobře čitelný a „špatný“, který se nehodí pro další analýzu. Skládá se ze dvou hlavních částí. První část zahrnuje soubor tří pravidel založených na znalosti fyziologických hodnot srdce člověka. Jelikož tato pravidla počítají s hodnotami R-R intervalů, je nejprve nutné detekování R-vln v celém signálu. Již při detekci R-vln pomocí některého z mnoha typů QRS detektorů dochází k ovlivňování celkového výsledku. To je dáno tím, že tyto tři pravidla pracují právě až s výstupem detektoru (pozicemi R-vln), nikoliv se signálem jako takovým. Signál je následně ohodnocen jako „špatný“, pokud některé z pravidel nesplňuje a v případě, že jsou tato tři pravidla splněna, postupuje daná část signálu do dalšího bloku, který je založený na výpočtu korelačního koeficientu mezi částmi signálu a šablonou viz níže. Na obrázku 3.11 je zobrazeno schéma SQI metody, jehož jednotlivé bloky jsou popsány níže.



Obr. 3.11: Blokové schéma SQI metody [18]

První blok charakterizuje vstupní EKG signál, na který budou následně aplikována jednotlivá pravidla. Druhým blokem je detektor QRS komplexů, který má za úkol co nejlépe detekovat a označit jednotlivé pozice R-vln. Následující tři bloky jsou již zmíněná tři pravidla, které provádí první rozdělení signálu do dvou zmíněných skupin.

Pravidlo 1: Tepová frekvence musí být v rozmezí mezi 40 až 180 cyklů za minutu, což odpovídá fyziologickým hodnotám tepové frekvence člověka přesto, že je možné i tyto hodnoty v jistých situacích přesáhnout [18].

Pravidlo 2: Jednotlivé RR intervaly nemohou trvat déle, než 3 sekundy. Toto je pravidlo, které dovoluje vynechání pouze jedné R vlny, nikoliv však víc [18].

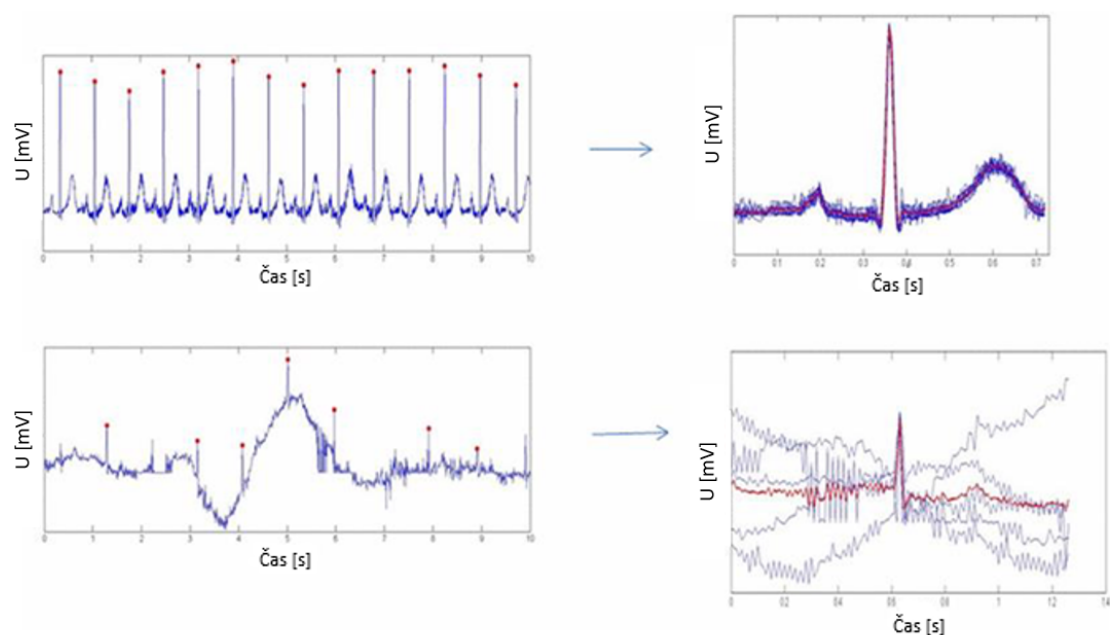
Pravidlo 3: Hodnota poměru maximálního a minimálního RR intervalu ve vzorku nesmí být vyšší než 2,2. Tato hodnota je konvenční limit, protože se nepředpokládá, že by fyziologicky došlo ke změně tepové frekvence o 10% během 10-ti vzorků. Tato hodnota se používá, aby nemohlo dojít k vynechání více jak jednoho cyklu [18].

Jestliže signál tato tři pravidla splňuje (je tedy zatím označen jako „dobry“), přistoupí se ke druhé hlavní části algoritmu. Poslední funkční blok je založen na vytvoření a adaptivním přizpůsobování šablony s následnou korelací signálu s touto

šablonou. Nejdříve se vypočítá medián hodnot RR intervalů ze všech detekovaných R-vln. Následně se vytvoří okno o délce tohoto mediánu, které postupně projíždí signál vždy se středem okna na každé z detekovaných R-vln. Tímto jsou postupně extrahovány všechny jednotlivé QRS komplexy, z nichž je vypočítána střední hodnota, která tvoří šablonu. Poté je vypočítán koeficient korelace mezi všemi extrahovanými QRS komplexy a průměrnou šablonou. Nakonec se vypočítá průměrný korelační koeficient zprůměrováním všech korelačních koeficientů celého signálu.

Následně dojde k porovnání průměrného korelačního koeficientu s předem zvoleným prahem, podle čehož se signál označí za „špatný“ v případě nepřekročení prahové hodnoty, nebo za „dobrý“ v případě jeho překročení.

Rozdíl mezi tvarem šablony sestavené z kvalitního a nekvalitního signálu a výslednou korelací je ukázán na obrázku 3.12, kde lze vidět, že kvalitní a pravidelný signál vede k vysoké průměrné korelaci se šablonou (horní část obrázku). Výsledek průměrné korelace se šablonou je naopak velmi špatný u nepravidelného a nekvalitního signálu (dolní část obrázku) [18].



Obr. 3.12: Ukázka šablon vytvořených z „kvalitního“ a „nekvalitního“ EKG signálu [18]

3.4 Metoda založená na výpočtu SNR

Každý elektrický signál se skládá ze dvou složek, a to ze signálu užitečného (předmět zájmu) a neužitečného, neboli šumu. Šumová složka signálu je zpravidla tvořena více, než jedním typem rušení. Od toho se odvíjí jednotlivé způsoby zpracování a filtrace. Užitečná i rušivá složka se v celém signálu projevuje v různých částech s různými vahami. Zkratka SNR (Signal to Noise Ratio) v překladu znamená „poměr výkonu užitečného signálu ku výkonu šumu“. Tato metoda může být velmi užitečná. Umožňuje také kvantitativní hodnocení účinnosti filtrace. K tomu je však třeba znát hodnotu intenzity rušení před a po filtraci. Mezi nevýhody může patřit vyjádření kvality výstupního signálu jediným číslem. I při vysoké hodnotě SNR tak nelze s jistotou tvrdit, že diagnosticky významná část signálu není nijak poškozena.

V praxi se jedná o kvantifikované hodnocení poměru užitečné složky časových řad (signálu) a složky rušivé (šumu), přičemž se vychází z hodnoty maxima nebo výkonu každé z těchto složek. Dáme-li do poměru výkon signálu a součet výkonů šumů, které jsou v signálu obsaženy, dostaneme bezrozměrné číslo vyjadřující poměr signál-šum (udává-li se v dB, říkáme mu odstup signálu od šumu).

Průměrný výkon časové řady lze vyjádřit jako časový průměr čtverců hodnot vzorků (ms – mean squared amplitude):

$$ms_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(n)^2, \quad (3.13)$$

kde N je počet vzorků signálu a $x(n)$ je vstupní signál. Z výše uvedeného vzorce dostaneme po odmocnění tzv. **efektivní hodnotu** (rms – root of the mean squared amplitude):

$$ms_x = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x(n)^2}. \quad (3.14)$$

SNR se obvykle uvádí pomocí logaritmické decibelové rovnice. Vzorec pro výpočet SNR je poté:

$$SNR = 10 \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} s(n)^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (s(n) - w(n))^2} \quad [dB], \quad (3.15)$$

kde N značí opět počet vzorků signálu, $s(n)$ značí odhad užitečné části signálu po předzpracování (např. vlnkovou filtrací) a $w(n)$ je původní vstupní signál i s šumem. [27]

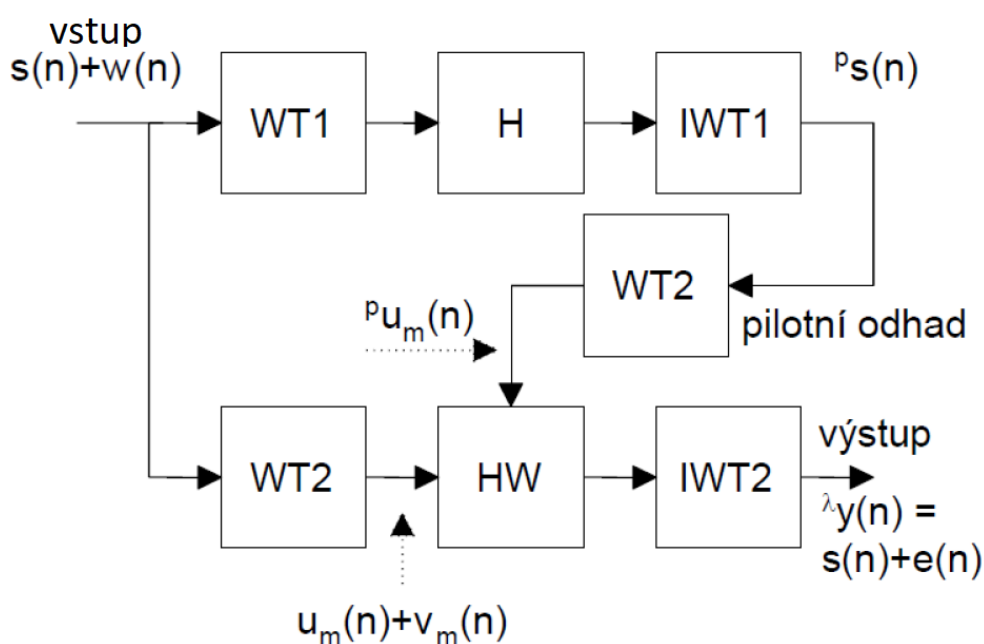
3.4.1 Wienerovská vlnková filtrace

Jak již bylo naznačeno výše, před samotným výpočtem hodnoty SNR je nutné vstupní signál předzpracovat. Vhodným a často používaným přístupem je wienerovská vlnková filtrace, která umožňuje rozdělit vstupní signál do několika předem stanovených frekvenčních pásem. V každém z těchto pásem poté dochází k filtraci signálu. Princip wienerovské filtrace spočívá v tom, že se v každém pásmu projevuje užitečný signál a šum s jinými vahami. Zároveň tato metoda umožňuje oddělení užitečné složky od šumu s minimálním poškozením signálu.

Aby mohl být tento druh filtrace použit, musí být vstupní signál tvořen aditivní směsí nekorelovaných složek užitečného signálu a šumu. Níže si uvedeme tzv. metodu **pilotního odhadu**, která je využita právě ve wienerovské vlnkové filtraci. [27].

Metoda pilotního odhadu

Základem této metody je už zmíněný wienerovský filtr, která má co nejlépe zajistit korekci daných koeficientů za účelem minimalizovat střední kvadratickou odchylku výstupu filtru od užitečného signálu. Pro provedení metody pilotního odhadu je potřeba pracovat s několika základními bloky, které jsou znázorněny na obrázku 3.13.



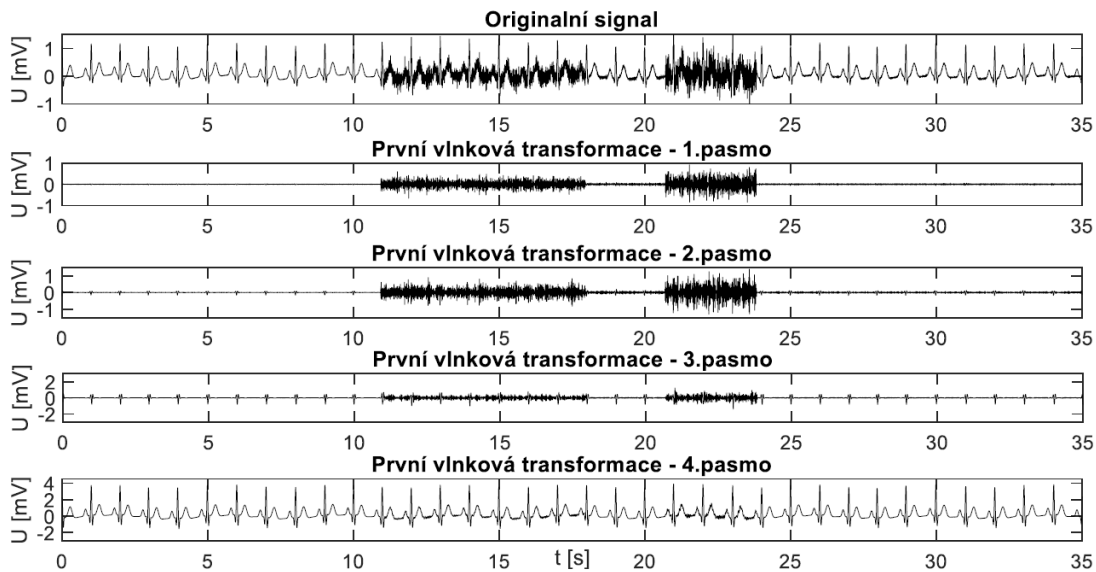
Obr. 3.13: Blokové schéma metody pilotního odhadu [23]

Blokové schéma se dá rozdělit na horní a spodní větev, přičemž větev horní je běžná vlnková filtrace. Signál (i s šumem) vstupuje do prvního bloku *WT1*. Zde je

provedena vlnková transformace, kde dochází k rozložení signálu do jednotlivých, předem zvolených pásem. Následně se v bloku H upravují vlnkové koeficienty získané v předchozím bloku. Dochází zde k zvolenému typu prahování jednotlivých koeficientů v jednotlivých pásmech, přičemž jsou prahovány všechna pásma, kromě posledního. Pro výpočet prahových hodnot lze použít více způsobů. Nejběžnější jsou prahy empirické, univerzální, minimax atd. viz níže. V bloku $IWT1$ poté dochází k zpětné transformaci, čímž je získán *pilotní odhad* užitečné části signálu.

Získaný pilotní odhad poté vstupuje spolu s původním signálem do spodní větve blokového schéma, konkrétně do bloku $WT2$. Zde dojde opět k transformaci a rozložené koeficienty obou vstupních signálů jsou dále pomocí wienerova korekčního členu 3.16, kde je $u_m^2(n)$ pilotním odhadem užitečných koeficientů a σ_{vm}^2 rozptylem šumových koeficientů, upravovány v následujícím bloku HW . Nakonec je korekční faktor $g_m(n)$ násoben koeficienty získanými v předchozím bloku $WT2$. Poslední blok $IWT2$ skládá jednotlivé koeficienty, čímž dostaneme výstupní signál, který je v ideálním případě nepoškozenou složkou užitečného signálu bez jakékoliv stopy šumu [27].

$$g_m(n) = \frac{u_m^2(n)}{u_m^2(n) + \sigma_{vm}^2}. \quad (3.16)$$



Obr. 3.14: Rozložení vstupního signálu do jednotlivých pásem [31]

Prahové hodnoty

Správné nastavení prahových hodnot je pro celkový výpočet klíčové. Jestliže budou hodnoty prahů příliš nízké, pravděpodobně se na výstupu objeví šum. Pokud budou

prahy naopak příliš vysoké, může dojít k znehodnocení užitečné složky signálu. Prahování jsou upravovány vlnkové koeficienty tak, že jsou jednotlivé hodnoty prahů stanovovány pro každé pásmo zvlášť. Pro zvolení hodnot prahů lze využít několik metod, mezi které lze zahrnout např. empirický práh, minimax práh, či univerzální práh viz níže.

Pro zajištění adaptivního prahování bývá v praxi využito plovoucí okno, které zohledňuje v čase se měnící velikost rušení v celé délce signálu.

Před samotným stanovením hodnot prahů je nutné určit odhad směrodatné odchylky, a to např. ze vztahu 3.17. Pro výpočet jsou zde použity mediány absolutních odchylek, díky čemuž není odhad směrodatné odchylky závislý na přítomnosti užitečného signálu [27].

$$\sigma_{vm} = \frac{\text{median}(|y_m(n) - \text{median}(y_m)|)}{0,6745}. \quad (3.17)$$

Po výpočtu směrodatné odchylky je možné vypočíst prahové hodnoty, které by měly zohledňovat úroveň rušení. Jak již bylo zmíněno, hodnota prahu slouží k úpravě vlnkových koeficientů a je vypočítána pro každé pásmo zvlášť. Zde si tedy uvedeme několik odlišných způsobů pro získání prahové hodnoty, mezi které patří:

Empirický práh: Nejjednodušší prahovou hodnotou je výpočet empirického prahu.

Tento práh se používá zejména pokud jiné prahové metody nepřinášejí uspokojivé výsledky. Ve své podstatě se jedná pouze o vynásobení směrodatné odchylky σ_{vm} konstantou K , která je konstantou empiricky určenou. Konstantu K je možné nastavovat v každém pásmu různě. Hodnota prahu λ_m je tak získána pro každé pásmo zvlášť, přičemž v každém pásmu zůstává vypočítaný práh konstantní (tzv. pevný práh) [13].

$$\lambda_m = K_m \sigma_{vm} \quad (3.18)$$

Minimax práh: Tento typ prahové hodnoty umožňuje minimalizovat riziko maximální možné střední kvadratické chyby od ideální prahové hodnoty. Výpočet je možné provádět v každém pásmu tak, jako tomu bylo v předcházejícím případě a je prováděn pomocí následujícího vzorce, kde λ_m je opět hodnota prahu, σ_{vm} směrodatná odchylka a N značí počet vzorků signálu [13].

$$\lambda_m = \sigma_{vm}(0,3936 + 0,1829 \log_2(N)) \quad (3.19)$$

Univerzální práh: Univerzální práh získáme pomocí vzorce 3.20. I zde značí σ_{vm} směrodatnou odchylku a N počet vzorků signálu. Univerzální práh je často považován za příliš vysoký, neboť jeho hodnota s délkou signálu roste. To je dáno tím, že byl původně odvozen za jiným účelem, než je dosažení minimální střední kvadratické odchylky [13].

$$\lambda_m = \sigma_{V_m} \sqrt{2 \ln(N)} \quad (3.20)$$

Prahování vlnkových koeficientů

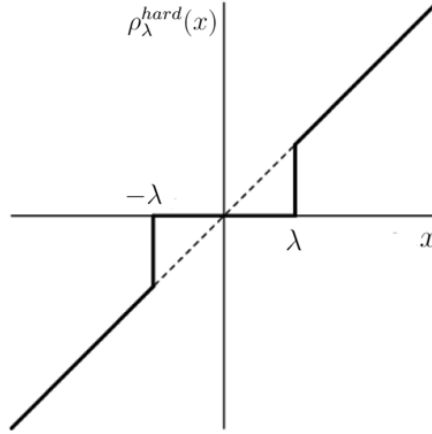
Ať už některou z výše uvedených, nebo s využitím metody jiné, můžeme po získání prahové hodnoty přistoupit k samotnému prahování, jehož proces spočívá v úpravě vlnkových koeficientů obsahujících nežádoucí šum. I metod prahování existuje celá řada a ve své podstatě lze použít jakoukoliv z nich. Ve skutečnosti jsou si jednotlivé metody podobné a liší se pouze ve způsobu zpracování nadprahových vlnkových koeficientů. Pro všechny metody také platí, že veškeré podprahové hodnoty koeficientů jsou nastaveny na nulu. Zde budou pro názornost uvedeny dvě základní a nejvíce používané metody, a sice tvrdé (*hard*) a měkké (*soft*) prahování [13].

Tvrdé prahování: Tvrdé prahování se provádí velmi jednoduše. Koeficientům s podprahovou absolutní hodnotou, jak již bylo řečeno, je přiřazena hodnota nula. Pokud je absolutní hodnota koeficientu vyšší, než stanovený práh, zůstává jeho hodnota nezměněna. Jednoduše jde tedy jen o přiřazení nulové hodnoty každému podprahovému vlnkovému koeficientu. Ve srovnání s měkkým prahováním může být výhodou, že nedochází k ovlivnění výrazně nadprahových hodnot vlnkových koeficientů. Na druhou stranu nejsou ani nijak upravovány koeficienty šumové. Vyjádření vztahu mezi vstupem a výstupem u tvrdého prahování je dané následující rovnicí, kde x značí hodnotu koeficientu a λ hodnotu prahu. Rovnice je graficky vyjádřena na obrázku 3.15 [13].

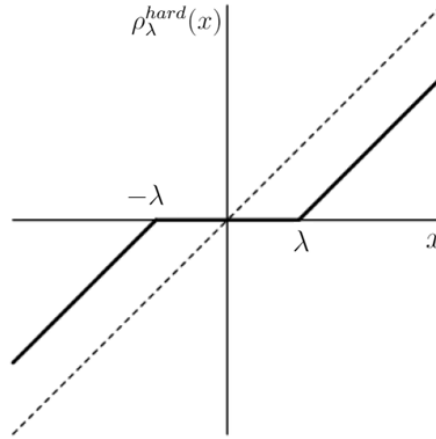
$$\rho_{\lambda}^{hard}(x) \begin{cases} x & |x| \geq \lambda \\ 0 & |x| < \lambda \end{cases}, \quad (3.21)$$

Měkké prahování: Měkké prahování, jehož rovnice je na obrázku 3.22, je velmi podobné předchozímu typu. I zde x opět značí hodnotu koeficientu a λ hodnotu prahu. Podprahové hodnoty vlnkových koeficientů jsou opět nastaveny na nulu. Rozdíl spočívá ve zpracování hodnot, které jsou vyšší než zadaný práh. U tvrdého prahování zůstaly tyto hodnoty nezměněny, čímž vznikl „schodek“ v jeho grafickém znázornění viz obrázek 3.15. Zde se však hodnota prahu odečte od každé hodnoty vlnkového koeficientu překračující práh a tím dojde k posunutí nenulových vlnkových koeficientů k nule, jak lze vidět na obrázku 3.16 [13].

$$\rho_{\lambda}^{soft}(x) \begin{cases} x - \lambda & x \leq \lambda \\ x + \lambda & x \leq -\lambda \\ 0 & |x| < \lambda \end{cases}, \quad (3.22)$$



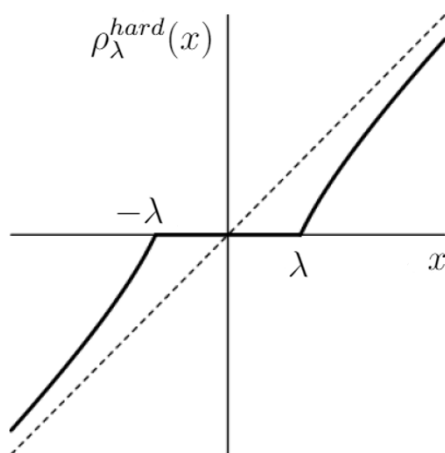
Obr. 3.15: Tvrdé prahování [27]



Obr. 3.16: Měkké prahování [27]

Prahování Garrote: Tento typ prahování, který je vidět na obrázku 3.17 kombinuje výhody dvou předchozích typů. Z toho důvodu je také někdy označováno jako **hybridní prahování**. Měkkému prahování se blíží spíše lehce nadprahové hodnoty koeficientů, u kterých by se teoreticky mohli vyskytnout i šumové špičky, které by tímto byly potlačeny. Koeficienty odpovídající užitečné složce signálu (silněji nadprahové) se naopak blíží tvrdému prahování. Garrotní prahování, které je kvůli svým výše uvedeným výhodám využito i v praktické části této práce, je dáno následující rovnicí:

$$\rho_\lambda^{\text{hard}}(x) \begin{cases} x - \frac{\lambda_m^2}{x} & |x| > \lambda \\ 0 & |x| \leq \lambda \end{cases}, \quad (3.23)$$



Obr. 3.17: Prahování garrote [27]

4 Realizace a rozšíření zvolených metod pro odhad kvality EKG signálu

Tato kapitola se bude zabývat detailním popisem realizace zvolených metod, a to konkrétně metody Signal-Quality indices (SQI) a metody založené na výpočtu hodnoty SNR. Jednotlivé kroky jsou vždy doplněny o grafické znázornění, které vzhledem k délce vstupního signálu vychází z jeho jednotlivých částí. Všechny níže uvedené postupy a výpočty jsou realizovány v programovém prostředí Matlab.

Vstupním signálem obou algoritmů jsou tři 24hodinové EKG signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz, které byly pořízeny pomocí holterovského přístroje Faros 360, viz 1.5.1. To umožní následné porovnání daných metod jak mezi sebou, tak zejména s částečnou anotací, která byla pro dané signály vytvořena a zpřístupněna na Ústavu biomedicínského inženýrství. Vzhledem k délce záznamů a s ohledem na holterovskou metodu měření lze očekávat, že se v signálech bude vyskytovat poměrně velký počet méně kvalitních, či zcela nekvalitních úseků, které má vytvořený algoritmus za úkol odhalit a označit.

4.1 Realizace a rozšíření metody Signal-Quality Indices

Tato metoda, jejíž princip byl blíže popsán v kapitole 3.3, je oproti původní metodě rozšířena o klasifikaci vstupního signálu do kategorií tří, namísto původních dvou. Původní metoda rozděluje signál podle kvality pouze do skupin „dobrý“ a „špatný“. Přesto, že je možné hranici mezi těmito dvěma skupinami měnit pomocí změny prahové hodnoty korelačního koeficientu, jeví se binární klasifikace pro širší užití jako nedostatečná. Proto byla implementovaná metoda rozšířena o další kategorii, která slouží k rozdělení méně kvalitních úseků signálů podle toho, jestli je na nich možné změřit aspoň tepovou frekvenci. Tato kategorie je nazvána jako signál „přijatelný“ a spadají do ní tedy ty části signálu, u kterých je možné detekovat R-vlny a zároveň se nehodí k další analýze EKG křivky. Úseky signálu, u kterých není možné změřit ani tepovou frekvenci jsou zařazeny do kategorie „špatný.“ Do kategorie „dobrý“ poté patří ty části signálu, které se hodí pro celkovou analýzu a EKG křivky.

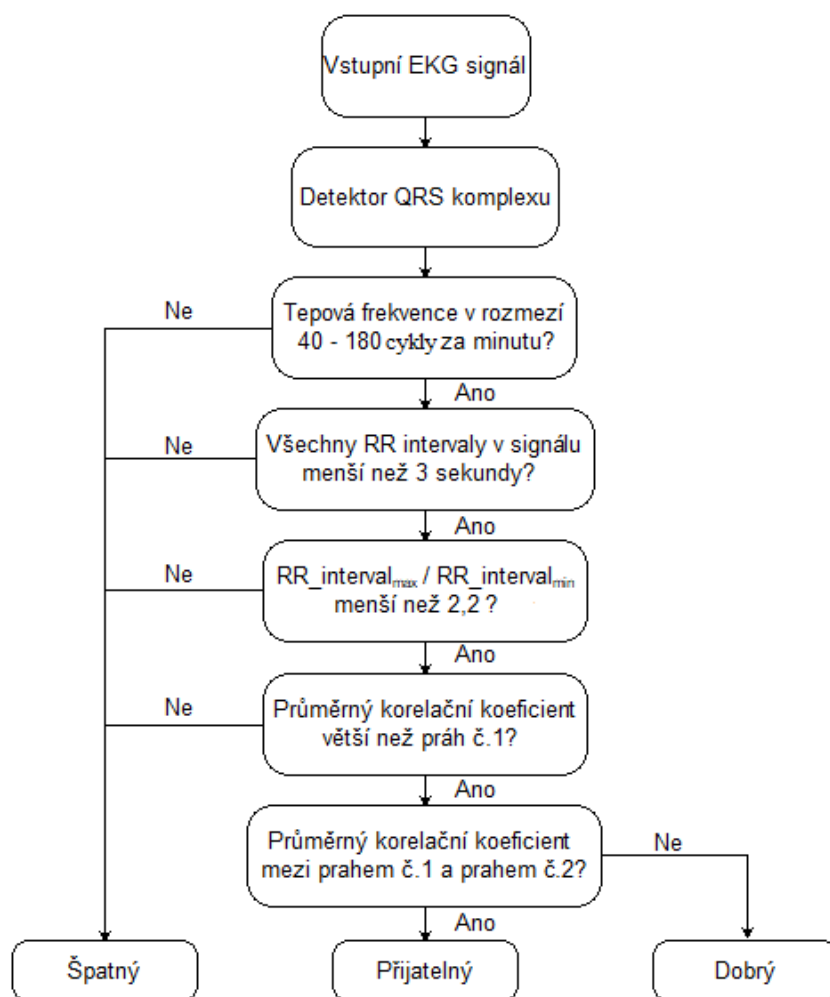
4.1.1 Popis algoritmu

Program je realizován v programovém prostředí Matlab a skládá ze z hlavního skriptu, který pracuje s jednotlivými funkcemi popsány na následujících stránkách. Tyto funkce charakterizují hlavní funkční části realizované metody. Nejprve se

jedná o QRS detektor, jehož výstupem je vektor pozic R-vln. Následuje blok, ve kterém se pomocí tří pravidel (viz níže) hodnotí jednotlivé úseky signálu. Velikost takto postupně zpracovávaných úseků je dána velikostí okna, které postupně projíždí celý signál a zpracovává postupně jeho jednotlivé části. Velikost okna je zde nastavena na 10 sekund (10 000 vzorků) s posuvem po jedné sekundě (1000 vzorků). Posunem po jedné sekundě je zajištěn velký překryv jednotlivých zpracovávaných úseků, což zajišťuje vyšší kvalitu výpočtu. V praxi tedy algoritmus postupuje tak, že si vybere vždy 10sekundový úsek signálu a vypočítá jeho kvalitu. Jakmile je určena kvalita tohoto úseku, dojde k posunutí okna o 1 sekundu a proces se opakuje.

Pomocí zmíněných tří pravidel mohou být jednotlivé úseky signálu v tomto kroku rozděleny do dvou skupin, a to signál na „dobrý“ a „špatný“. Do posledního bloku vstupují pouze ty části signálu, které projdou těmito třemi pravidly (tedy části doposud ohodnocené jako signál „dobrý“). Ty části signálu, které již byly pomocí pravidel klasifikovány jako špatné, a tedy nekvalitní, již do další detekce nevstupují.

Poslední blok má za úkol pomocí vytvořené šablony, adaptivním přizpůsobování této šablony a následnou korelací jednotlivých úseků signálu s touto šablonou, rozdělit signál do zmíněných třech kategorií. Blokové schéma metody je zobrazeno na obrázku 4.1. Výstup bude tedy ovlivněn zejména kvalitou detekce R-vln, nastavením jednotlivých pravidel, délkou a posuvem korelačního okna a hodnotami prahů pro prahování výsledného korelačního koeficientu.



Obr. 4.1: Blokové schéma rozšířené metody SQI pro odhad kvality EKG signálu

Detekce R-vln

První operací po načtení vstupního signálu je detekce R-vln. Za tímto účelem byly testovány dva převzaté QRS detektory, jejichž principy jsou popsány v kapitolách 3.2.1 a 3.2.2. Prvním z nich je detektor založený na umocnění filtrovaného signálu, který byl poskytnutý vedoucím práce. Jeho princip je následující:

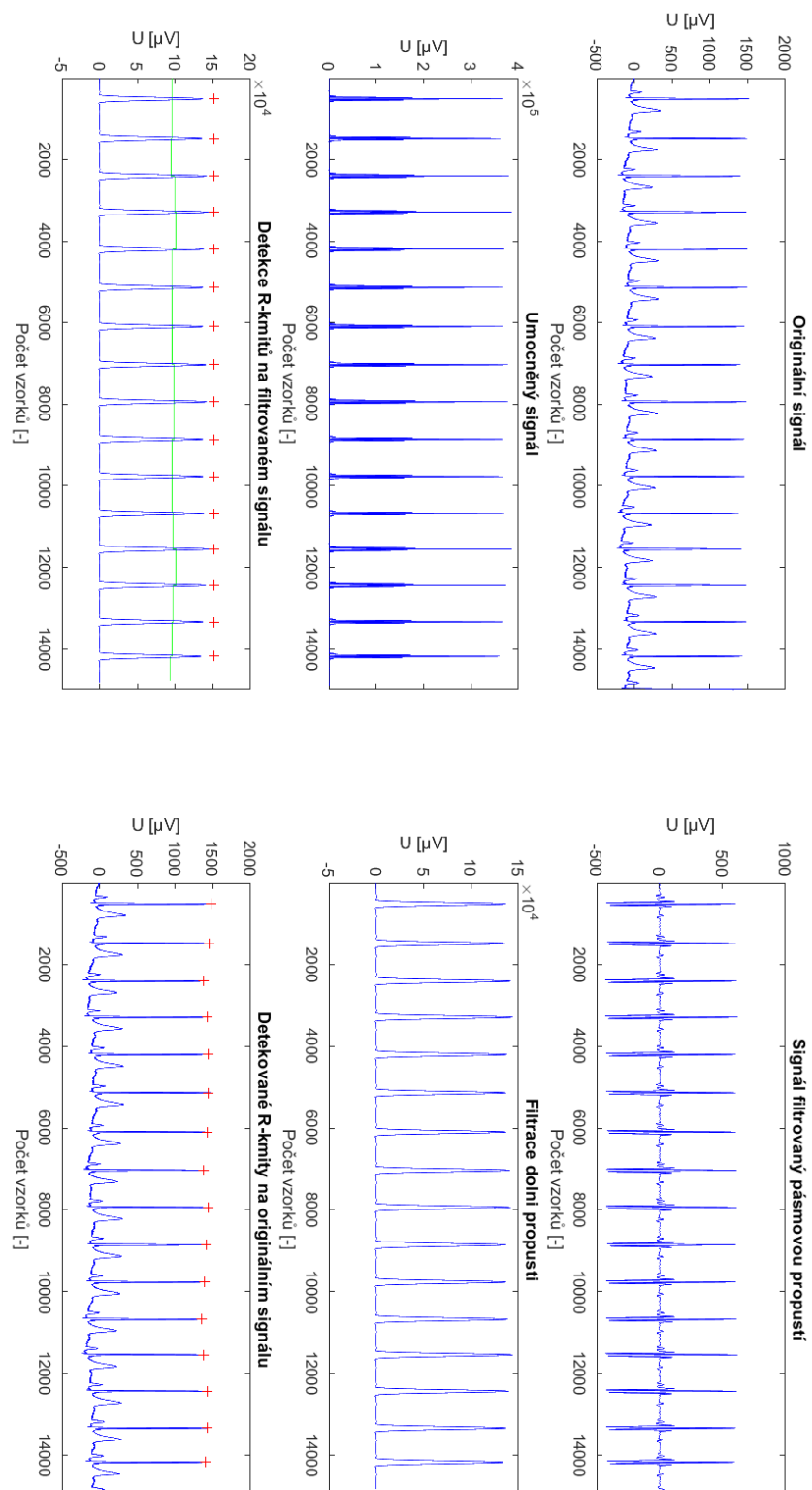
- Filtrace pásmovou propustí 8 až 21 HZ za účelem zvýraznění QRS komplexu při současném potlačení ostatních složek signálu.
- Umocnění signálu, čímž dojde k překlopení signálu pouze do kladných hodnot a k dalšímu zvýraznění R-vln.
- Filtrace dolní propustí pro lepší vyhlazení signálu.
- Nastavení prahů a detekování maxim (R-vln) při jejich překročení.
- Uložení pozic detekovaných maxim.

Vzhledem k délce signálu, ve kterém se v některých úsecích vyskytují různé

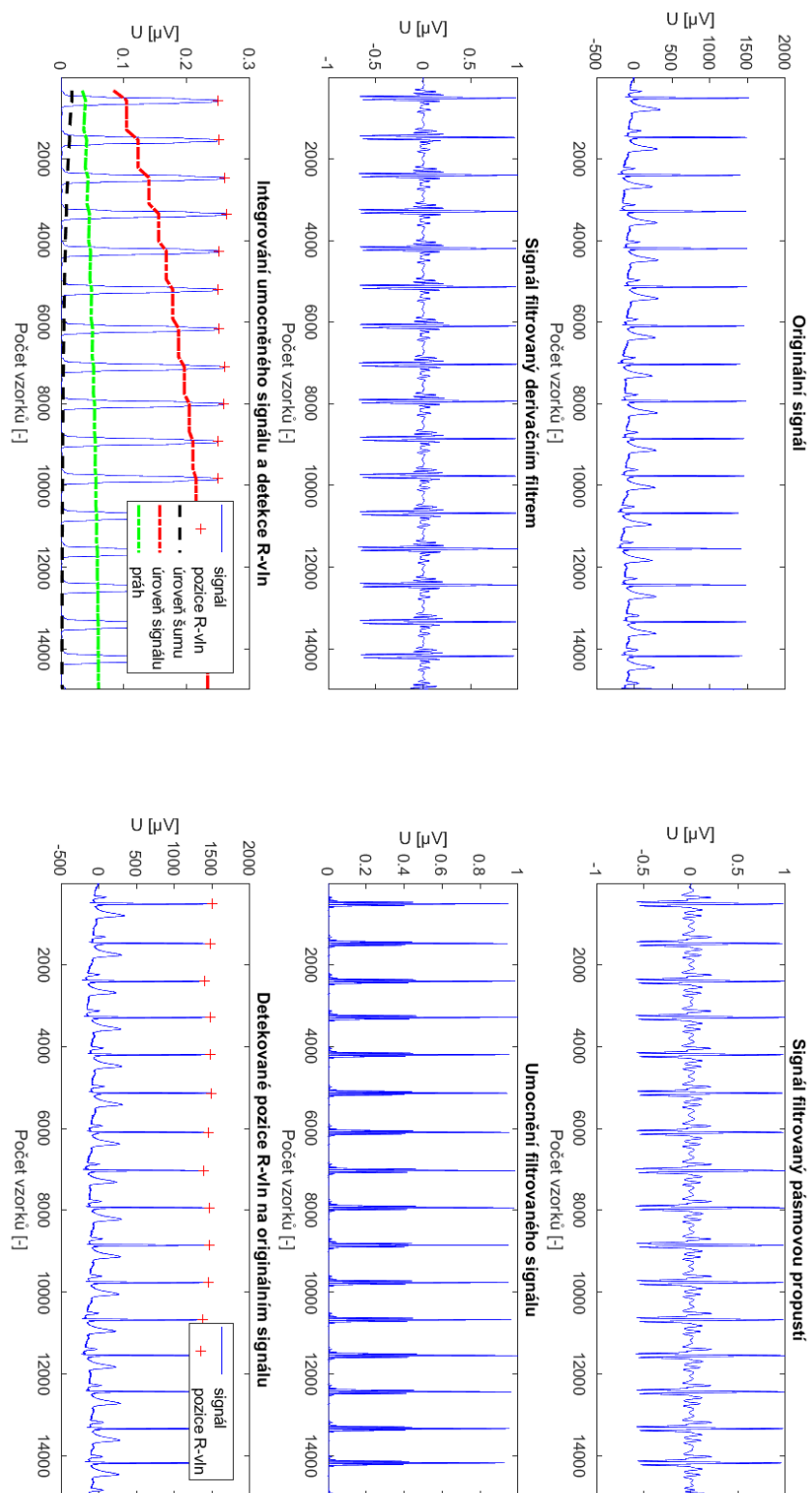
artefakty a rušení, nefungoval tento principiálně jednoduchý detektor zcela správně. Proto byl pro srovnání použit ještě další detektor QRS komplexů, který je založen na Panově-Tompkinsově algoritmu. Princip tohoto detektoru si pro přehlednost opět v bodech uvedeme.

- Filtrace pásmovou propustí 5 až 15 HZ za účelem zvýraznění QRS komplexu při současném potlačení ostatních složek signálu.
- Použití derivačního filtru za účelem získání informace o sklonu jednotlivých QRS komplexů.
- Umocnění signálu, čímž dojde k překlopení signálu pouze do kladných hodnot a k dalšímu zvýraznění R-vln.
- Použití integračního filtru za účelem vyhlazení signálu a získání informace o době trvání jednotlivých QRS komplexů.
- Stanovení prahů a detekce vrcholů.
- Klasifikace a ověření správnosti detekovaných vrcholů.
- Přepočítávání jednotlivých prahů v závislosti na již detekovaných R-vlnách, šumových špičkách a hodnotách RR-intervalů.
- Uložení pozic detekovaných R-vln

Hlavním výstupem obou detektorů je tedy vektor pozic detekovaných maxim, které v ideálním případě charakterizují pouze a jenom jednotlivé R-vlny. V reálném případě však často dochází i k falešným detekcím či k nedetekování R-vln, které by detekované být měly. To bývá způsobeno zejména silněji zašuměnými, či jinak deformovanými částmi signálu, které se zejména u dlouhodobých signálů opakovaně projevují. Na obrázku 4.2 na následující stránce je znázorněn postup a výsledek detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu. Na další stránce je pak na obrázku 4.3 vidět postup a výsledek Panova-Tompkinsova detektoru.

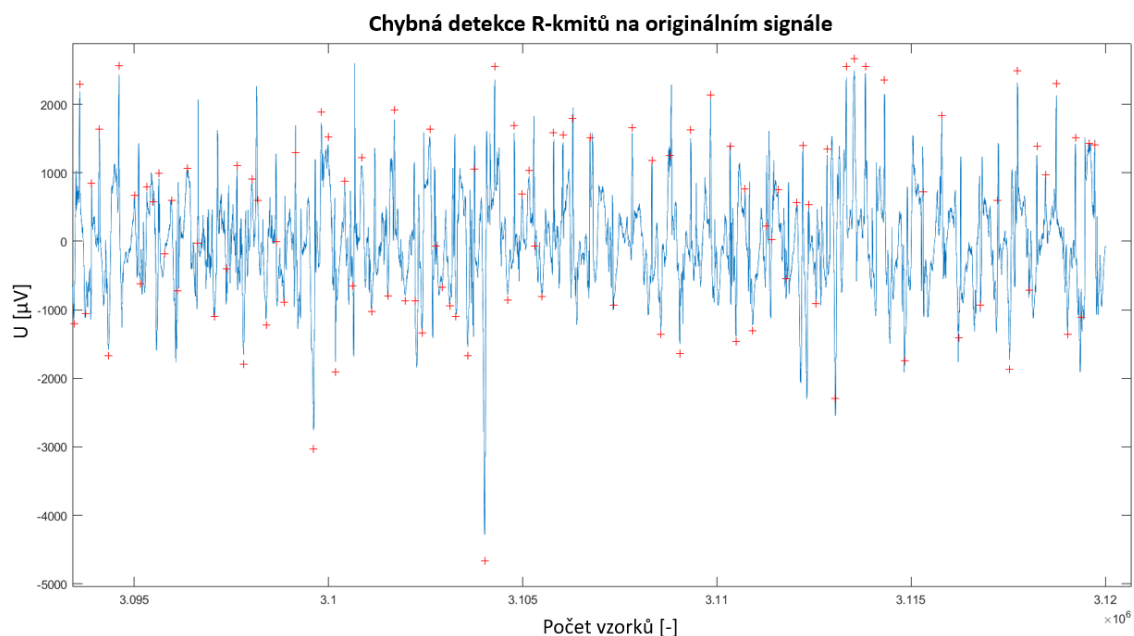


Obr. 4.2: Postup zpracování signálu detektorem R-vln založeném na umocnění filtrovaného signálu



Obr. 4.3: Postup zpracování signálu Panovým-Tompkinsovým detektorem

Obrázky výše ukazují princip a výsledek detekce na „pěkném“ úseku signálu. Takovýto úsek je i ve výsledku ohodnocen jako kvalitní, neboli „dobrý“, ve funkční části algoritmu. Pro ukázkou je na následujícím obrázku zobrazeno, jak by mohla dopadnout detekce např. špatným použitím (nastavením) detektoru, nebo na nekvalitním a zašuměném signálu.



Obr. 4.4: Ukázka chybné detekce R-vln

Jestliže dojde z jakéhokoliv důvodu k selhávání QRS detektoru, bude takový úsek ohodnocen následujícími částmi algoritmu jako „špatný“. Správně by však měl detektor QRS komplexů selhávat jen v případech odpovídajících skutečně nekvalitním úsekům EKG signálu. V takovém případě nemusí být selhávání detektoru nežádoucí, neboť následně umožní jednoduchou klasifikaci takového signálu do příslušné kategorie.

Po srovnání dvou výše uvedených detektorů lze uvést, že Panův-Tomkinsův algoritmus pro detekci QRS komplexů je pro realizaci algoritmu SQI ve všech ohledech lepší volbou. Přes to, že se algoritmus jeví jako složitější, celková detekce je rychlejší, než je tomu u detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu. To je dané zejména tím, že u Panova-Tompkinsova detektoru se provádí detekce v reálném čase. Rychlost detekce na pracovním úseku signálu o délce 200 000 vzorků byla u Panova-Tompkinsova algoritmu 24.17 sekund oproti 29.89 sekundám u detektoru založeném na umocnění filtrovaného signálu.

Výstupy z obou detektorů byly následně použity pro odhad kvality EKG signálu algoritmem SQI, přičemž na stejném zhruba 3hodinovém úseku signálu a se stejnými

vstupními parametry byla shoda s anotací 92.6% při použití Panova-Tomkinsova detektoru a 82.1296% při použití detektoru založeného na umocnění filtrovaného signálu. Panův-Tompkinsův detektor na daném úseku signálu tedy dosahuje zhruba o 10% lepší shody, než je tomu u použití detektoru druhého.

Zmíněná shoda výsledku s anotací je vypočítána pomocí porovnávání dvou signálů vzorek po vzorku. Vzorky, kde se výsledky shodují, jsou označeny hodnotou 1 a naopak vzorky, kde se výsledky neshodují jsou označeny hodnotou 0. Takto vzniklý vektor čísel 0 a 1 je následně zprůměrován a vynásoben číslem 100, což poskytne výsledek odpovídající procentuální shodě (podobnosti) dvou signálů. Do následujících částí programu vstupuje tedy výstup z detektoru R-vln spolu se vstupním EKG signálem, který je následně ohodnocen.

Porovnání s fyziologickými hodnotami

Po průchodu signálu detektorem QRS komplexů v první části algoritmu je již k dispozici zmíněný vektor pozic R-vln. Jak lze vidět na obrázku 4.4, v některých částech signálu dochází ke špatné detekci právě vlivem různých artefaktů znehodnocujících signál, a tedy snižujících jeho kvalitu. Proto po detekování R-vln (včetně chyb) vstupuje signál spolu s výstupem QRS detektoru do funkce „SQI-pravidla“, kde se pomocí tří podmínek signál srovnává s prahy vycházejícími z fyziologických předpokladů. Dalšími vstupy této funkce jsou krom *vzorkovací frekvence* (zde 1000Hz), *délka* a *posun* plovoucího okna, ve kterém se jednotlivé pravidla realizují a jsou přednastaveny na 10sekundové okno s posuvem po jedné sekundě. Ty části signálu, které pravidla splňují, postupují do další části viz 4.1.1. Ostatní části signálu, které nesplňují jedno, nebo více pravidel, jsou ohodnoceny jako signál „špatný“ a do dalšího bloku algoritmu tak nepostupují.

Pravidla samotná pracují s výstupem z QRS detektoru (pozicemi R-vln), ze kterých jsou vypočítány jednotlivé RR-intervaly a tepová frekvence. Tyto hodnoty se následně porovnávají se zadanými prahy. Tyto pravidla jsou následující:

Pravidlo 1: Tepová frekvence, vypočítaná z 10-ti sekundového úseku signálu v jakémkoliv místě, musí být v rozmezí mezi 40 až 180 cykly za minutu, což odpovídá fyziologickým předpokladům člověka.

Pravidlo 2: Jednotlivé RR intervaly nemohou trvat déle, než 3 sekundy. Toto je pravidlo, které dovoluje vynechání pouze jedné R vlny, nikoliv však více.

Pravidlo 3: Poměr maximálního a minimálního RR intervalu v daném okně nesmí být vyšší než 2,2. Tato hodnota je konvenční limit a zajišťuje, aby nemohlo dojít k vynechání více jak jednoho cyklu.

Výstupem z funkce „SQI-pravidla“ je vektor kvality, který je zatím definován pouze čísly 1 a 3, které charakterizují kvalitu každého vzorku signálu na odpovídá-

jících pozicích. Ty části signálu, které byly ohodnoceny číslem 1 (signál „dobrý“), postupují do dalšího bloku algoritmu. Naopak ty části signálu, kterým odpovídá hodnota 3 (signál „špatný“), už dále nepostupují a jejich ohodnocení je tak finální.

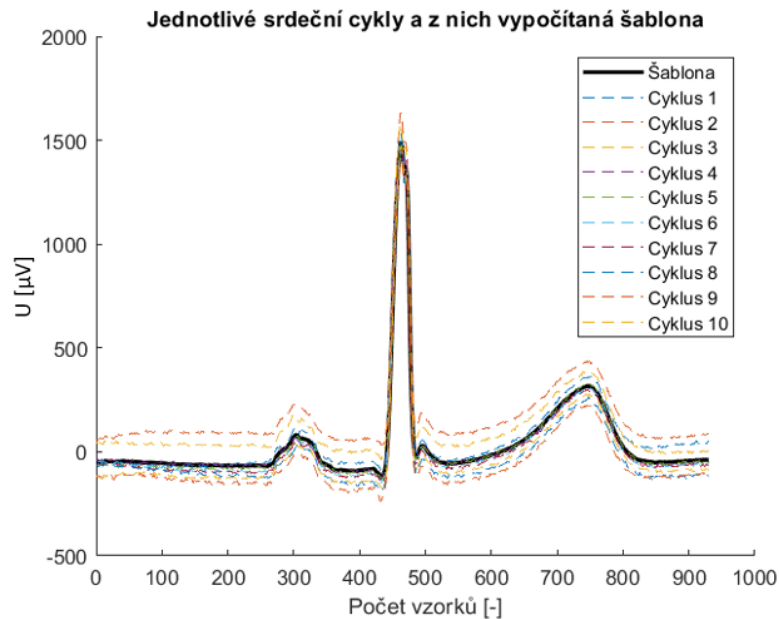
Tvorba šablony a korelace

Ve třetí a poslední fázi algoritmu se provádí další hodnocení těch částí signálu, které splňují veškeré předchozí podmínky. Vstupem je tedy signál samotný, výstupní vektor kvality z předchozí funkce, *vzorkovací frekvence*, *délka* a *posun* plovoucího okna a *prahové hodnoty*. Veškeré proměnné se nastavují v hlavním skriptu a definují jednotlivé parametry algoritmu. Prahové hodnoty slouží k prahování korelačního koeficientu, který je postupně počítán pro jednotlivé úseky signálu (viz níže).

Samotný princip je následující. Nejprve je vytvořeno plovoucí okno o zadané délce, které následně projíždí celý signál. Konkrétně se opět jedná o 10sekundové okno s posunem po jedné sekundě. V každé části je v tomto okně vypočítána šablona, a to extrakcí jednotlivých QRS komplexů (cyklů) a jejich následným zprůměrováním. Extrakce QRS komplexů se provádí s využitím dalšího okna o délce mediánu vypočítaného ze všech RR intervalů v 10sekundovém okně. Toto druhé okno je poté „nasazeno“ na každý QRS komplex tak, aby pozice R-vlny odpovídala polovině tohoto okna. Tím je dosaženo extrahování právě jednoho srdečního cyklu.

Jednotlivé extrahované cykly (QRS komplexy) jsou uloženy do matice, kde jeden řádek odpovídá jednomu extrahovanému cyklu, a tedy počet řádků se rovná počtu QRS komplexů v daném 10sekundovém okně. Výsledná šablona se poté získá zprůměrováním extrahovaných cyklů, viz obrázek 4.5 na následující stránce.

Po získání šablony se vypočítá korelační koeficient mezi každým extrahovaným cyklem a šablonou. Poté je vypočítán průměrný korelační koeficient celého 10sekundového úseku signálu, a to zprůměrováním dílčích korelačních koeficientů. Jakmile je získán průměrný korelační koeficient celého úseku, srovnává se pomocí podmínek se dvěma zadanými prahy. Pokud je průměrný korelační koeficient menší, než práh č.2, je daný úsek ohodnocen jako „špatný“. Jestli je vyšší, než práh č.2 a zároveň nižší, než práh č.1, je ohodnocen jako „přijatelný“ a v posledním případě pokud je vyšší, než práh č.1, je ohodnocen jako signál „dobrý“. Zde byly prahy nastaveny empiricky na základě výsledků porovnání výstupu algoritmu s anotací na hodnoty práh č.1 = 0.98 a práh č.2 = 0.6.



Obr. 4.5: Extrahované cykly EKG signálu a z nich vypočítaná šablona - 10sekundový úsek signálu

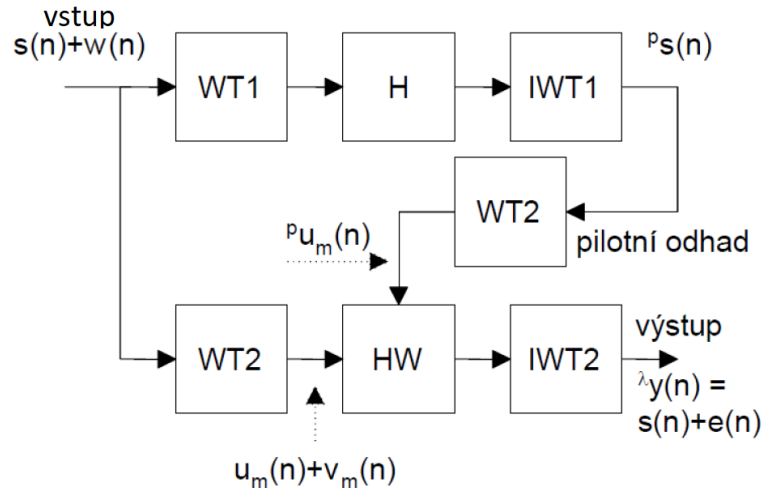
4.2 Realizace metody založené na výpočtu hodnoty SNR

Druhou implementovanou metodou je, jak již bylo zmíněno, metoda hodnotící kvalitu signálu na základě výpočtu hodnoty SNR (signal to noise ratio), neboli poměru užitečného signálu k šumu. Před samotným výpočtem hodnoty SNR je nutné signál vhodně předzpracovat. Klasickou a velmi často používanou metodou předzpracování je použití wienerovské vlnkové filtrace. Kromě této známé metody je také možné použít např. metodu Least-Mean Squares, jejíž podstata je založena na minimalizování střední kvadratické odchylky mezi zarušeným a referenčním vstupem, nebo také metodu Fast ICA (Fast Independent Component Analysis), což je vícerozměrná statistická metoda, která využívá analýzu hlavních komponent pro snížení dimenze dat [26] [6].

4.2.1 Popis algoritmu

V této práci byla pro výpočet SNR použita wienerovská vlnková filtrace, která rozděluje vstupní signál na předem definovaný počet pásem. Princip metody spočívá v tom, že se v každém z těchto pásem projeví šum i užitečný signál s jinými vahami, což následně umožní jejich spolehlivou separaci. Jako velmi užitečná se wienerovská

filtrace ukazuje v případech, kdy spektrum šumu z velké míry zasahuje do spektra užitečného signálu. Filtrace vstupního signálu je provedena pomocí metody pilotního odhadu, která již byla popsána v kapitole 3.4.1. Schéma metody pilotního odhadu je pro srozumitelnost opět ukázáno na následujícím obrázku 4.6.



Obr. 4.6: Blokové schéma metody pilotního odhadu [23]

V hlavním skriptu lze nastavit parametry, jako je *počet pásem* a *typ rozkladových filtrů*, které ovlivňují následnou vlnkovou filtraci a tedy i výslednou hodnotu SNR. *Počet pásem* rozkladu a *typ rozkladových filtrů* lze určit zvlášť pro první i druhou vlnkovou transformaci.

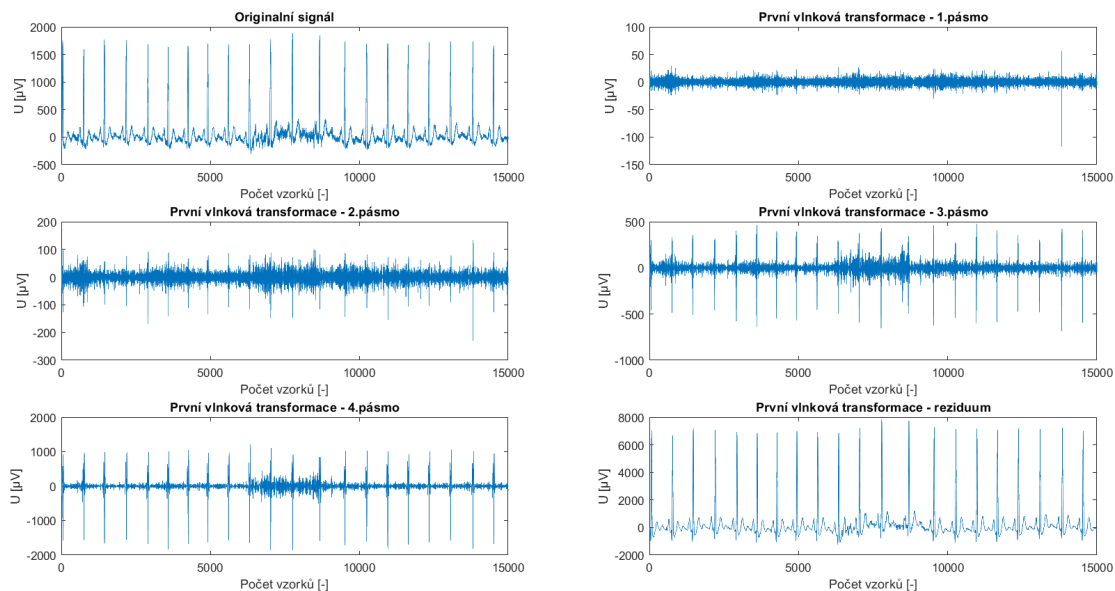
Po průchodu blokem WT1, který symbolizuje první vlnkovou transformaci vstupního signálu, je tento signál rozložen do jednotlivých předem stanovených pásem. Tento krok je zobrazen na obrázku 4.7 na následující stránce. Konkrétně se zde jedná o rozložení signálu do 4 pásem s typem rozkladových filtrů *db4*. Počet pásem i typ vlnky byly zvoleny částečně na základě nastudované literatury a částečně empiricky.

Následně jsou získané vlnkové koeficienty ve všech pásmech prahovány s výjimkou pásma posledního, které prahování nepodléhá. Jednotlivé prahy jsou vypočítány pro každé pásmo zvlášť, a to pomocí plovoucího okna, což zajistí adaptivitu daného prahování vůči v čase se měnící intenzitě šumu. Pro zamezení možným nepřesnostem odpovídá délka plovoucího okna velikosti jednoho RR intervalu. Konkrétně zde byl zvolen práh empirický popsáný v kapitole 3.4.1. Pro přehlednost je níže opět uveden vzorec pro výpočet empirického prahu:

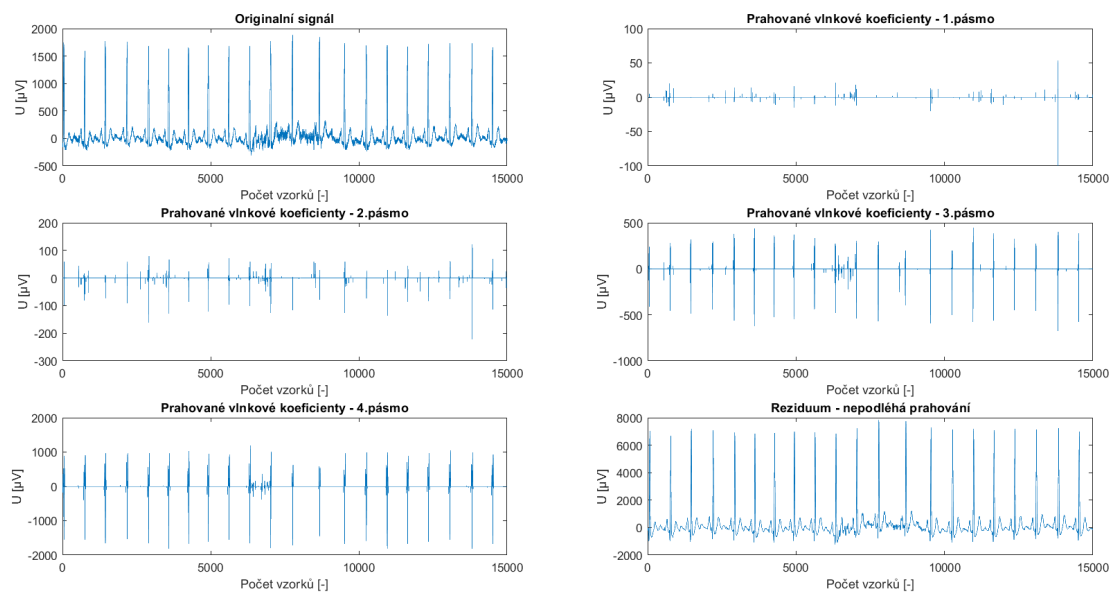
$$\lambda_m(n) = K_m(n)\sigma_{vm}, \quad (4.1)$$

kde σ_{vm} je směrodatnou odchylkou, K je konstanta empiricky určená a n je počet vzorků určující délku okna, ve kterém je práh počítán. Konstanta K je zde nastavena

na hodnotu 3 a délka okna n na hodnotu 1000 vzorků, což při vzorkovací frekvenci 1000 Hz odpovídá jedné sekundě. Použitím výpočtu mediánu při počítání směrodatné odchylky se zároveň zabrání krátkodobým výchyilkám, které se v užitečném signálu mohou vyskytovat.

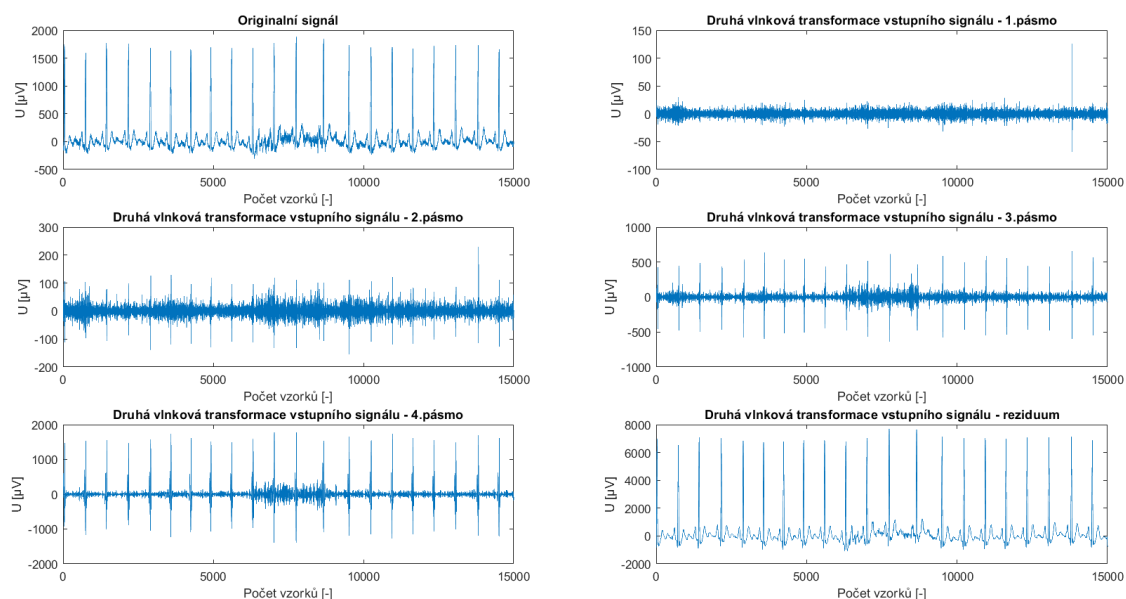


Obr. 4.7: Ukázka první vlnkové transformace vstupního signálu



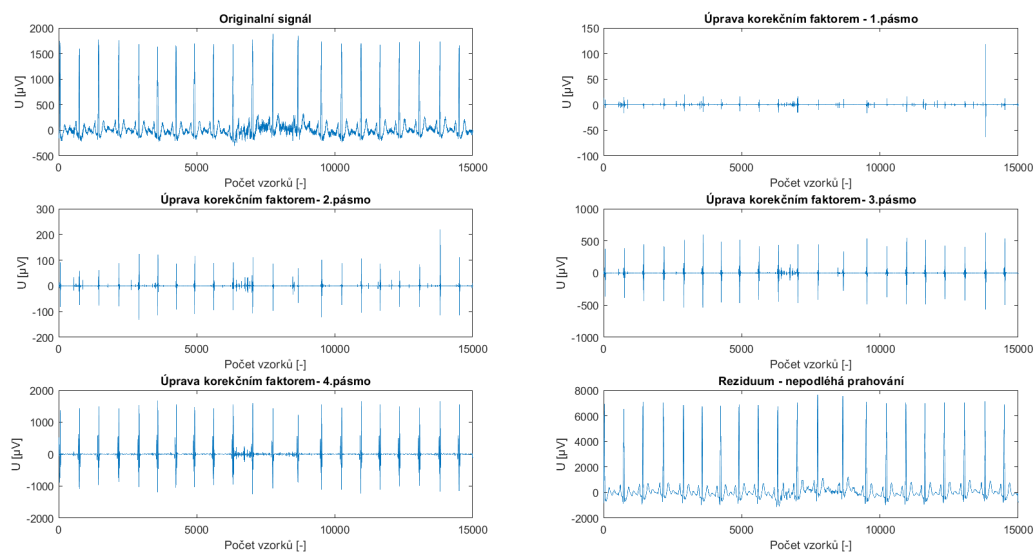
Obr. 4.8: Ukázka prahování vlnkových koeficientů

Pro samotné prahování byla zvolena metoda Garrote, která kombinuje výhody tvrdého i měkkého typu prahování, viz kapitola 3.4.1. Na obrázku 4.8 je vidět výsledek garrotního prahování, který následně podléhá inverzní vlnkové transformaci v bloku IWT1. Výstup z bloku IWT1 je právě hledaným pilotním odhadem užitečné složky vstupního signálu, díky kterému je možné v bloku HW určit korekční členy. Nejprve je však nutné provést druhou vlnkovou transformaci pomocí bloku WT2, do kterého vstupuje jak původní signál, jehož transformace je vidět na obrázku 4.9, tak i pilotní odhad užitečného signálu získaný v předchozím kroku. Druhá vlnková transformace rozkládá signál opět do 4 pásem se zvoleným typem rozkladových filtrů *sym4*. Oba signály tedy podléhají stejnému rozkladu.

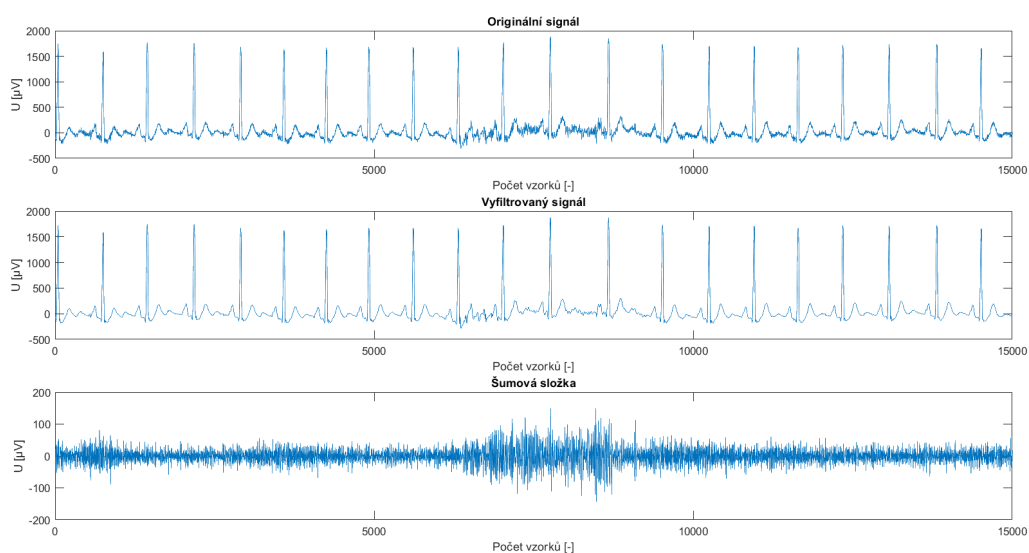


Obr. 4.9: Ukázka druhé vlnkové transformace vstupního signálu

Koeficienty získané pomocí bloku WT2 jsou vstupem do wienerovského filtru HW, který vypočítává už zmíněný korekční faktor $g_m(n)$. Tento korekční faktor je následně vynásoben výstupem z bloku WT2 pro původní signál. Jinak řečeno je korekční faktor vynásoben hodnotami získanými druhou vlnkovou transformací WT2, čímž získáme upravené vlnkové koeficienty, které jsou vidět na obrázku na následující stránce.



Obr. 4.10: Ukázka upravených vlnkových koeficientů korekčním faktorem



Obr. 4.11: Ukázka výsledné filtrace

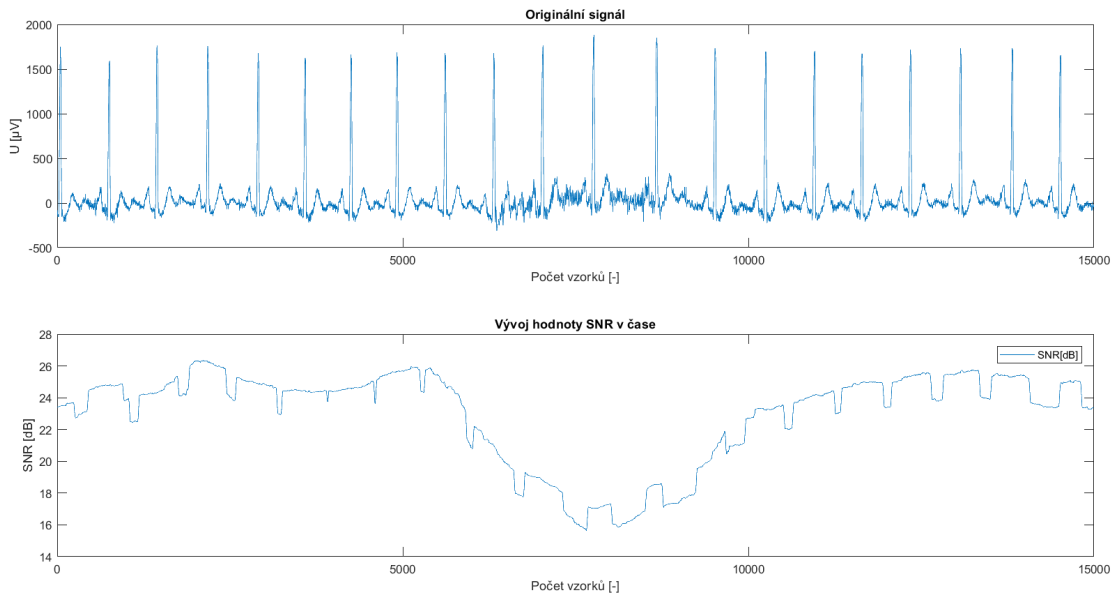
Posledním krokem je druhá inverzní vlnková transformace v bloku IWT2, do kterého vstupují právě upravené vlnkové koeficienty z předchozího bloku HW. Výstupem z IWT2 je užitečný filtrovaný signál, díky kterému můžeme po jeho odečtení od signálu původního získat samostatnou šumovou složku, viz obrázek 4.11.

Po provedení výše uvedeného postupu wienerovské vlnkové filtrace, je možné vypočítat spojitý vývoj hodnoty SNR v čase, k čemuž slouží následující vzorec.

$$SNR = 10 \log \frac{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - \bar{s}(n)]^2}{\sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - w(n)]^2} \text{ [dB]}, \quad (4.2)$$

kde značí N počet vzorků signálu, $s(n)$ odhad užitečné části signálu, $\bar{s}(n)$ střední hodnotu užitečného signálu a $w(n)$ je původní vstupní signál i s šumem. Výsledná hodnota se udává v decibelech a platí, že čím vyšší hodnota SNR (čím vyšší poměr signálu k šumu), tím je daný signál, či jeho úsek, kvalitnější.

Výpočet spojitého vývoje hodnoty SNR v čase je proveden pomocí plovoucího okna o délce 2000 vzorků (2 sekundy). Nutné je také prodloužení signálu zrcadlením jeho krajů vždy 1000 vzorků na obou koncích. Na následujícím obrázku je vidět průběh hodnoty SNR, která se v čase mění v závislosti na kvalitě EKG signálu.



Obr. 4.12: Průběh SNR v závislosti na signále EKG

Jakmile je vypočítána hodnota SNR v celé délce signálu, je následně podrobena prahování pomocí dvou zadaných prahů. Prah č.1 je nastaven na hodnotu 28 [dB] a prah č.2 na hodnotu 8 [dB]. Výstupem prahování je opět vektor kvality, který může nabývat hodnot 1, 2 a 3 podle příslušných kategorií „dobrý“, „příjemný“ a „špatný“, jako tomu je u předchozí metody.

5 Výsledky jednotlivých metod

Na následujících stránkách budou uvedeny dosažené výsledky realizovaných metod a jejich následné porovnání. V rámci této práce byly algoritmy zkoušeny a testovány na třech zadaných signálech, ke kterým je vždy pro určitou část signálu vytvořena anotace, která je dostupná na Ústavu biomedicínského inženýrství. S těmito anotacemi se dosažené výsledky mohou porovnat, čímž získáme statistické vyhodnocení úspěšnosti algoritmu. Zde je nutné zdůraznit, že ani anotace k zadaným signálům není sto procentní. V praxi totiž neexistuje ostrá hranice mezi „kvalitním“ a „nekvalitním“ signálem, jelikož je hodnocení a rozměřování EKG křivky značně subjektivní záležitostí. Jak bude vidět na několika obrázcích níže, výsledky algoritmu a anotace se často liší. To však nutně vždy neznamená, že algoritmus nefunguje na dané části správně. Cílem je však dosažení určité shody mezi výsledky algoritmu a anotací a následné porovnání rozdílů, k čemuž bude sloužit několik detailních obrázků těch částí signálu, kde k těmto rozdílům v hodnocení dochází.

Závěrem budou pro obě metody uvedeny tabulky statistických výsledků, které byly pořízeny pomocí funkce *F1score* vytvořené a dostupné na Ústavu biomedicínského inženýrství VUT. Tato funkce je vytvořena právě za účelem hodnocení úspěšnosti algoritmů pro automatický odhad kvality EKG signálů. Vstupem jsou vektory algoritmem stanovené kvality a anotace. Výstupem funkce je pak *senzitivita* definovaná vztahem 5.1 a *pozitivní prediktivní hodnota* definovaná vztahem 5.2 pro všechny tři třídy kvality.

$$SE = \frac{TP}{TP + FN}, \quad (5.1)$$

$$PP = \frac{TP}{TP + FP}, \quad (5.2)$$

kde SE se senzitivita, PP pozitivní prediktivní hodnota, TP počet správně klasifikovaných vzorků (true positive), FN počet falešně negativních vzorků (false negative) a FP počet falešně pozitivních vzorků (false positive).

Dalšími výstupy funkce jsou poté průměrné *F1score* všech tří tříd kvality a *coverage*. Toto jsou důležité statistické údaje pro hodnocení úspěšnosti navržených algoritmů. F1 skóre je definováno vztahem 5.3 a vyjadřuje míru přesnosti testu. Coverage poté udává poměr správně zařazených vzorků, tedy poměr TP ku délce signálu.

$$F1 = 2 * \frac{PP * SE}{PP + SE}, \quad (5.3)$$

kde F1 je výsledné skóre, PP je pozitivní prediktivní hodnota a SE senzitivita [24].

Zpracovávané signály jako takové jsou, jak již bylo řečeno, 24hodinové záznamy s anotací vytvořenou vždy pro určitou část signálu. Popis signálů je následující:

Signál č.100001: Celkem 87,087,000 vzorků s anotací pro vzorky 1 až 68,120,000.

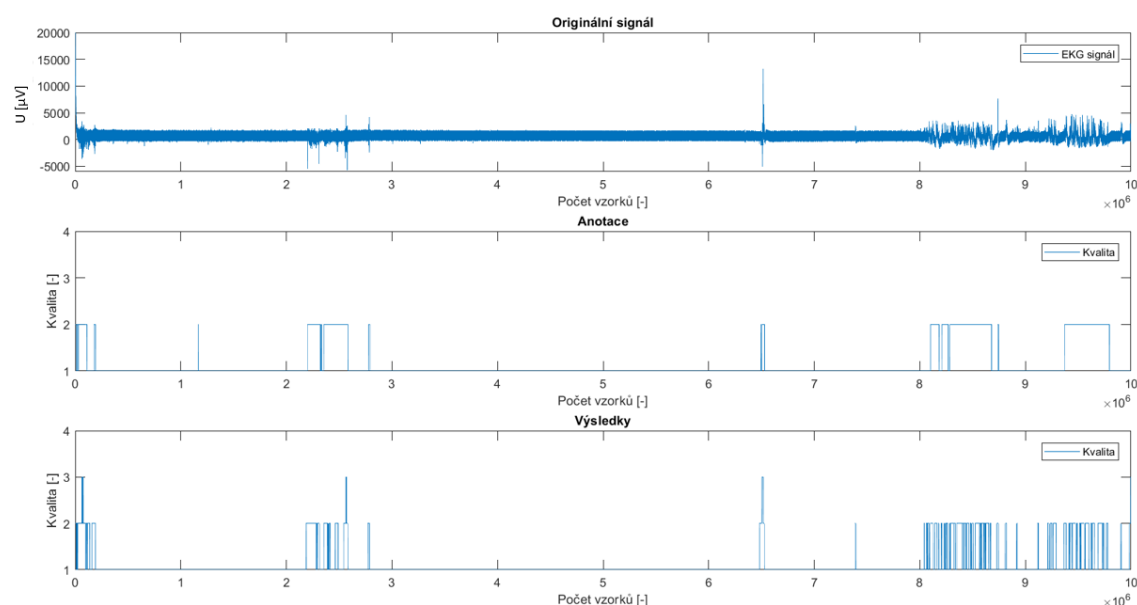
Signál č.111001: Celkem 90,645,000 vzorků s anotací pro vzorky 1 až 30,000,000.

Signál č.105000: Celkem 139,147,000 vzorků s anotací pro vzorky 20,000,000 až 80,000,000.

Anotace jsou vždy tvořeny vektory čísel 1, 2 a 3, přičemž hodnota 1 odpovídá vzorkům hodnoceným jako signál „dobrý“, hodnota 2 vzorkům ohodnoceným jako signál „příjemný“ a hodnota 3 vzorkům ohodnoceným jako signál „špatný“.

5.1 Výsledky rozšířené metody SQI

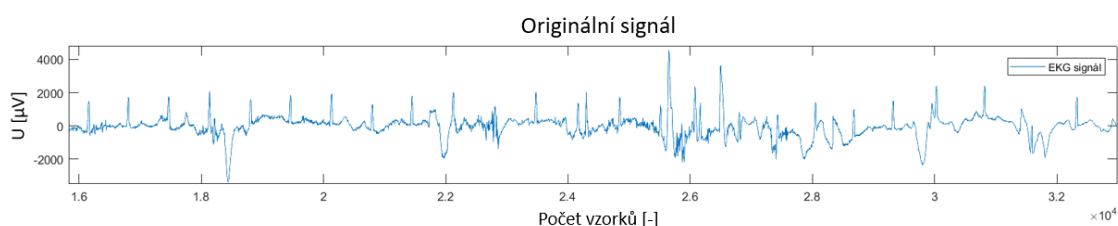
V této kapitole budou podrobně uvedeny dosažené výsledky algoritmu SQI. Zejména se bude tato část věnovat detailnímu srovnání výsledků algoritmu a anotace, a to na těch částech signálu, kde se hodnocení kvality mezi algoritmem a anotací liší. Na obrázku 5.1 je zobrazena anotace a výsledek rozšířeného algoritmu SQI pro pracovní část signálu č.100001 (cca 3hodinový úsek).



Obr. 5.1: Porovnání výsledku s anotací - signál č.100001: vzorky 1 až 10,000,000

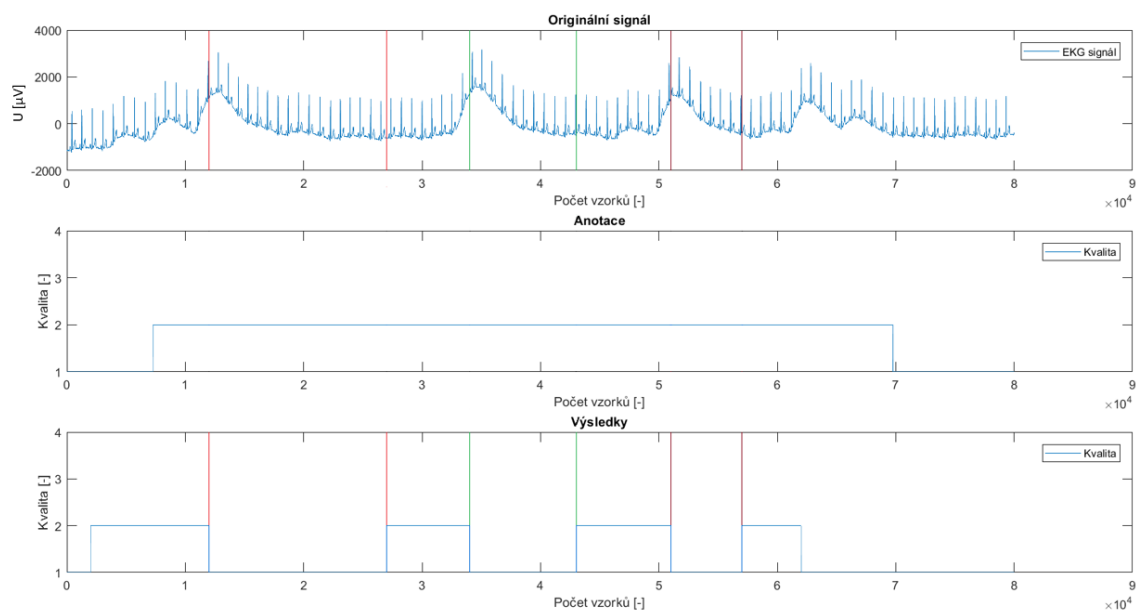
Hodnota kvality v grafu „Anotace“ pozičně odpovídá hodnotě kvality v grafu „Výsledky“. Jednotlivé vzniklé „sloupce“ v grafech hodnocení kvality zobrazeném výše tedy označují převážně „příjemné“ (hodnota 2) úseky EKG signálu na odpovídajících pozicích. Na obrázku je vidět, že pozice jednotlivých grafů „Anotace“

a „Výsledky“ kde je signál ohodnocen jako „přijatelný“, jsou si celkem podobné. Hlavním rozdílem je, že anotace hodnotí jednotlivé úseky více jako celek a hodnocení algoritmu se jeví naopak jako více detailnější. V některých místech si lze všimnout, že algoritmus ohodnotil část signálu číslem 3 a zařadil ho tak do skupiny „špatný“. Na obrázku 5.2 je poté možné vidět příklad rozdílného hodnocení signálu mezi algoritmem a anotací. Tato zobrazená část signálu je anotací ohodnocena jako signál „přijatelný“ a algoritmem jako signál „špatný“. Algoritmus v tomto případě tedy tvrdí, že na této části signálu není možné určit tepovou frekvenci. Podle anotace by však určení tepové frekvence na tomto úseku mělo být možné, ale bez dalšího podrobnějšího rozměření EKG křivky.

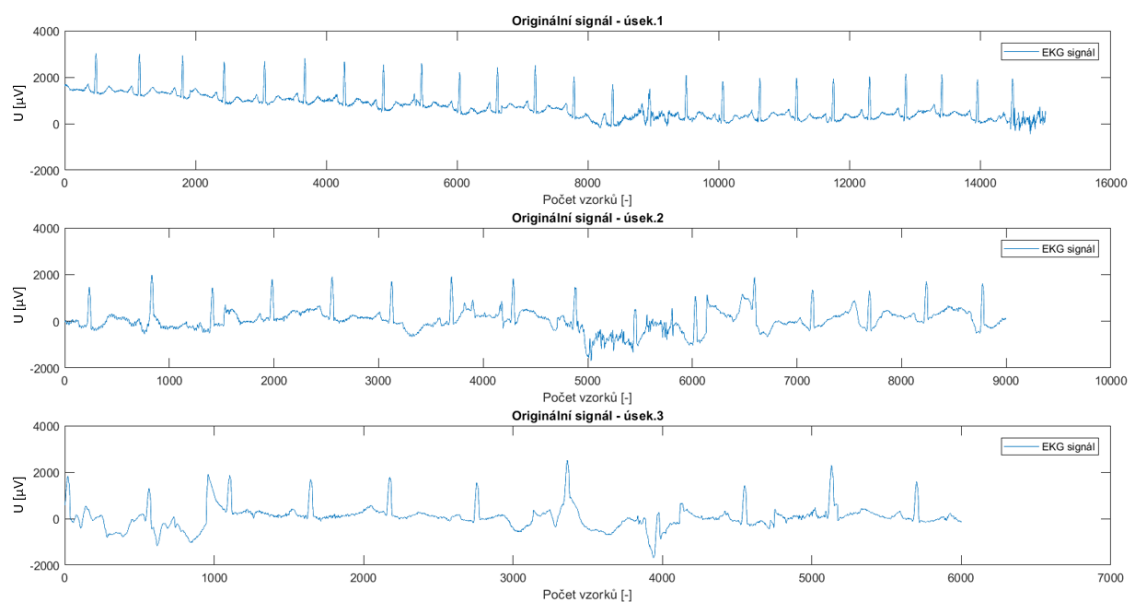


Obr. 5.2: Úsek signálu č.100001 s rozdílným hodnocením - „přijatelný“ podle anotace, „špatný“ podle výsledku algoritmu

Na dalších dvou obrázcích je zase zobrazen příklad rozdílného hodnocení do skupin „dobrý“ a „špatný“ mezi anotací a výsledkem. V originálním signále jsou na obrázku 5.3 vyznačeny barevnými čarami tři úseky, kde dochází k rozdílnému hodnocení. Spodní obrázek 5.4 jednotlivé vyznačené úseky přibližuje pro možnost subjektivního posouzení.



Obr. 5.3: Úseky signálu č.100001 s rozdílným hodnocením - „přijatelný“ podle anotace, „dobrý“ podle výsledku



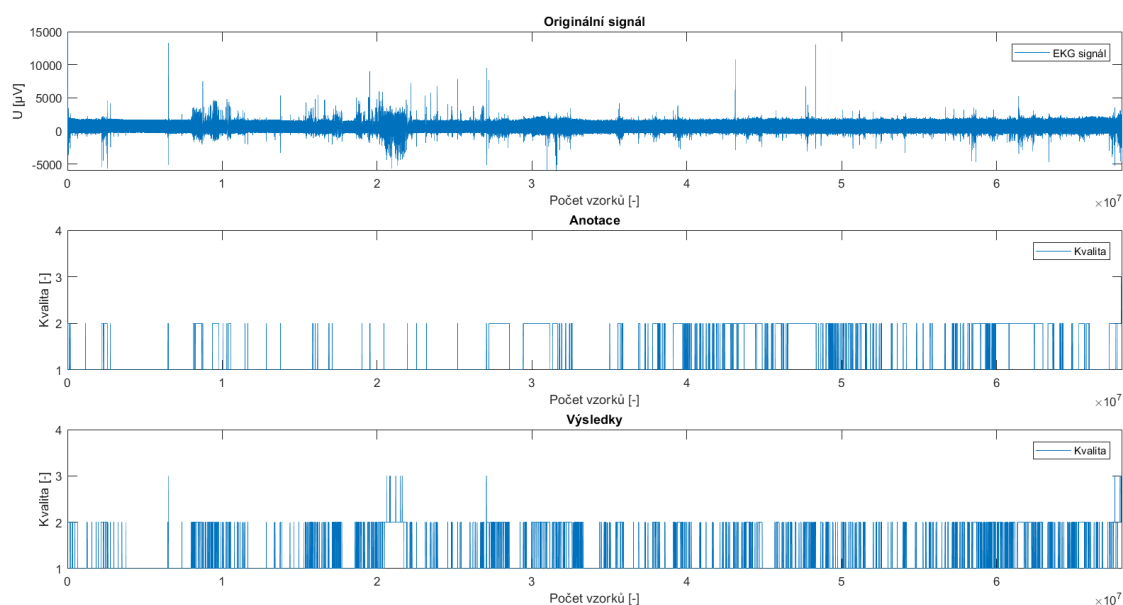
Obr. 5.4: Úseky signálu č.100001 s rozdílným hodnocením - „přijatelný“ podle anotace, „dobrý“ podle výsledku

Poslední obrázek lze subjektivně zhodnotit tak, že se skutečná kvalita jednotlivých úseků přiklání spíše na stranu anotace. Jinak řečeno jsou dané úseky vhodné spíše jen pro detekování jednotlivých R-vln, nežli k další a podrobnější analýze EKG

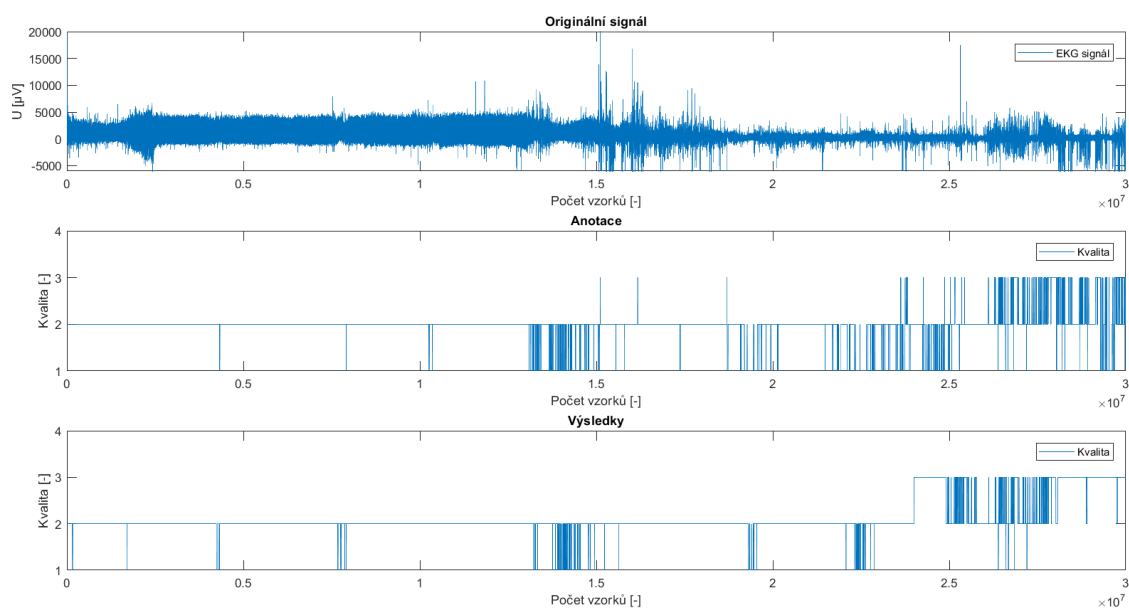
křivky.

Následně byl algoritmus použit na celé anotované části všech tří zadaných signálů. Jednotlivé výsledky algoritmu a anotace jsou graficky znázorněny na obrázcích níže. Statistické vyhodnocení je poté vidět v následující tabulce. Jednotlivé statistické údaje jsou vypočítané pomocí funkce *F1score*, která již byla popsána výše.

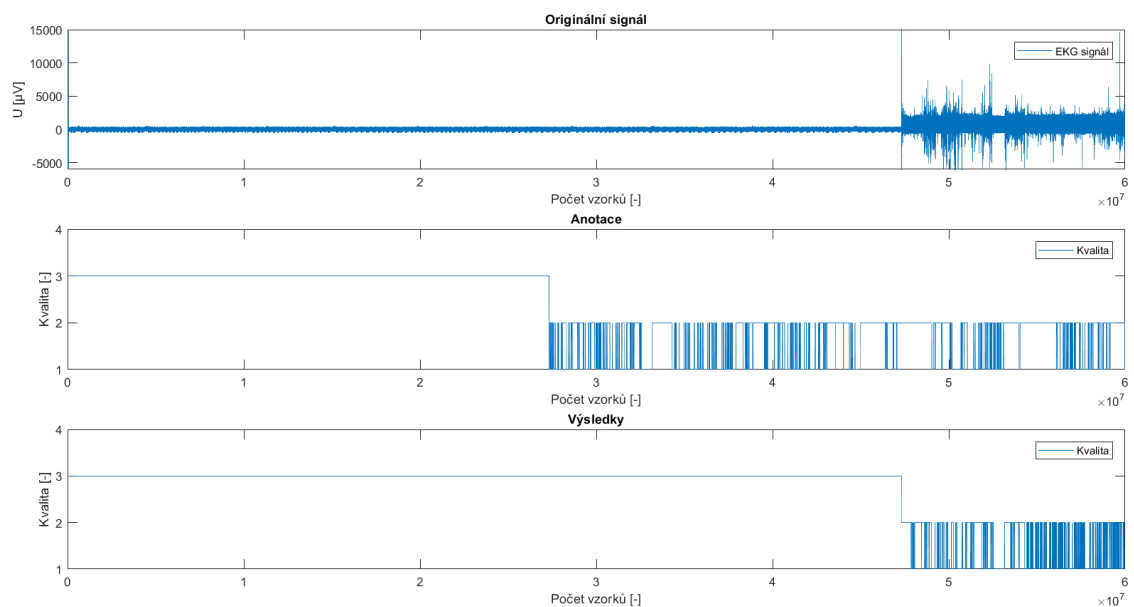
Signál	Senzitivita [%]			Pozitivní prediktivita [%]			F1score [%]	coverage [%]
	dobrý	příjemný	špatný	dobrý	příjemný	špatný		
100001	84.32	62.62	92,11	85.28	61.27	34,62	61,86	78,15
111001	16.99	91,12	76,62	70,58	92,53	26,40	49.14	77.35
105001	16,48	25,40	100	36,15	74,19	57,72	44,56	57,44



Obr. 5.5: Porovnání výsledku algoritmu rozšířené metody SQI s anotací - anotovaný úsek signálu č.100001



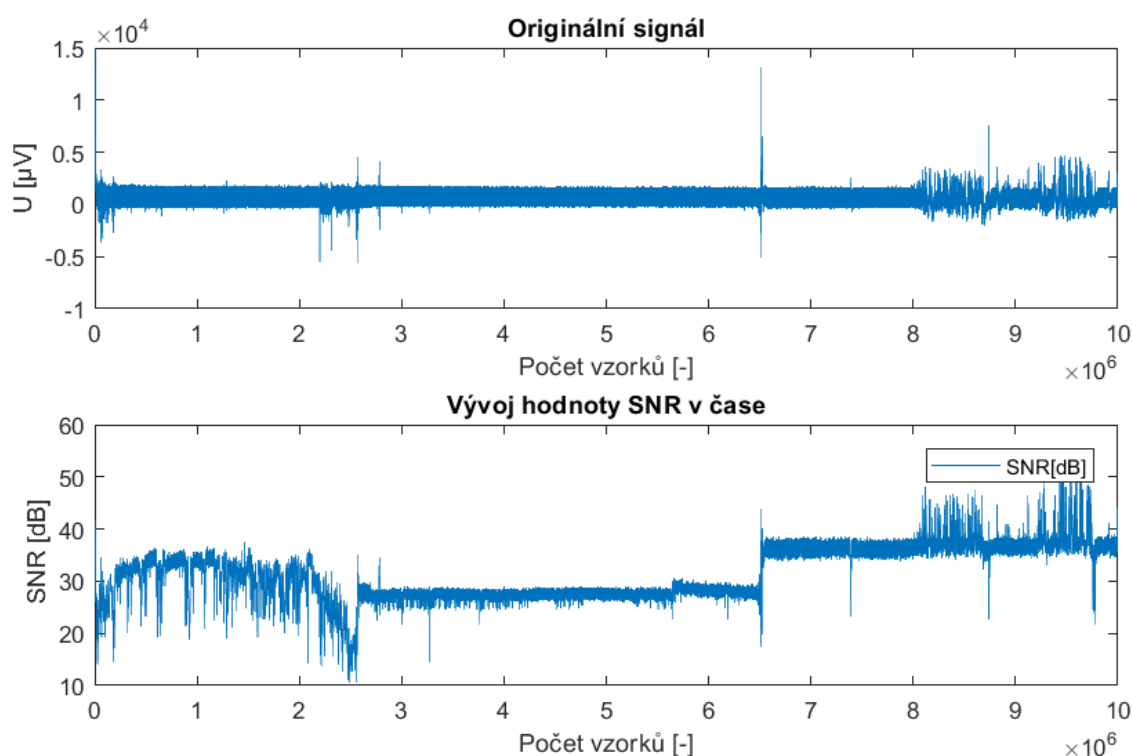
Obr. 5.6: Porovnání výsledku algoritmu rozšířené metody SQI s anotací - anotovaný úsek signálu č.111001



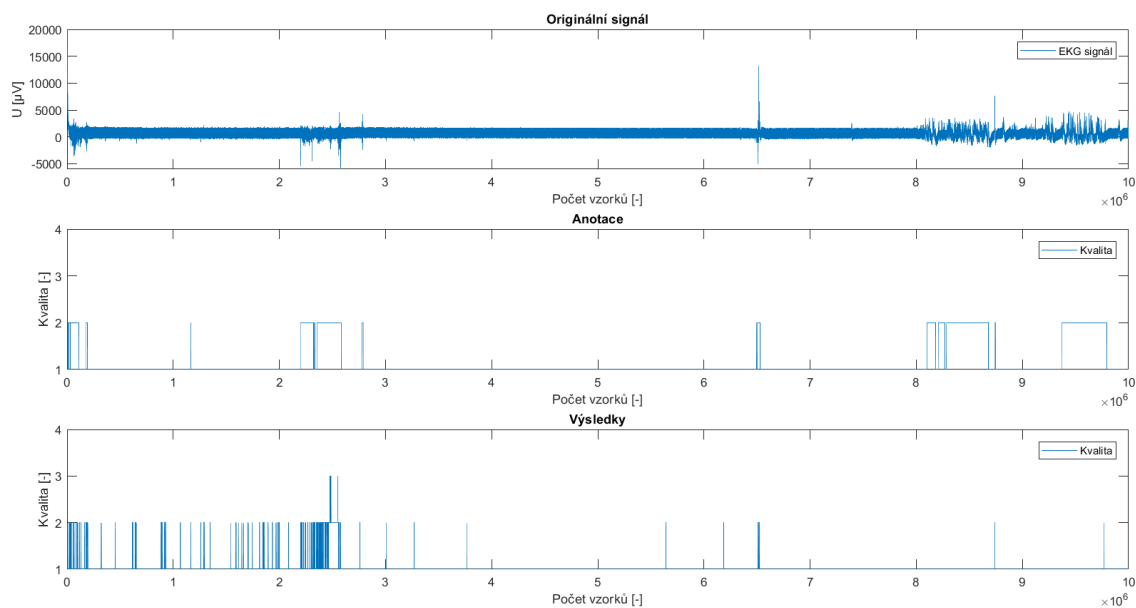
Obr. 5.7: Porovnání výsledku algoritmu rozšířené metody SQI s anotací - anotovaný úsek signálu č.105001

5.2 Výsledky metody založené na výpočtu hodnoty SNR

V této kapitole budou uvedeny výsledky a jejich srovnání s anotací druhé realizované metody, která je založena na výpočtu hodnoty SNR. Níže uvedené obrázky budou vycházet ze stejné 3hodinové pracovní části signálu č.100001, jako v předchozí kapitole. Závěrem budou uvedeny statistické výsledky pořízené opět stejnou funkcí *F1score*, která byla popsána na začátku kapitoly 5. Nejprve je na obrázku 5.8 znázorněn vypočítaný průběh hodnoty SNR v čase pro 3hodinovou pracovní část signálu č.100001. Na obrázku 5.9 je poté zobrazeno srovnání výsledku algoritmu s anotací pro tento 3hodinový úsek signálu. Obrázek ukazuje, že se výsledky algoritmu a anotace často rozcházejí. K jednotlivým odchylkám výsledků algoritmu od anotace však dochází většinou na krátkých úsecích signálu. Anotace i výsledky algoritmu jsou opět vektory čísel 1, 2 a 3, kde jednotlivá čísla odpovídají dané třídě kvality, jak již bylo vysvětleno u popisu výsledků rozšířené metody SQI.

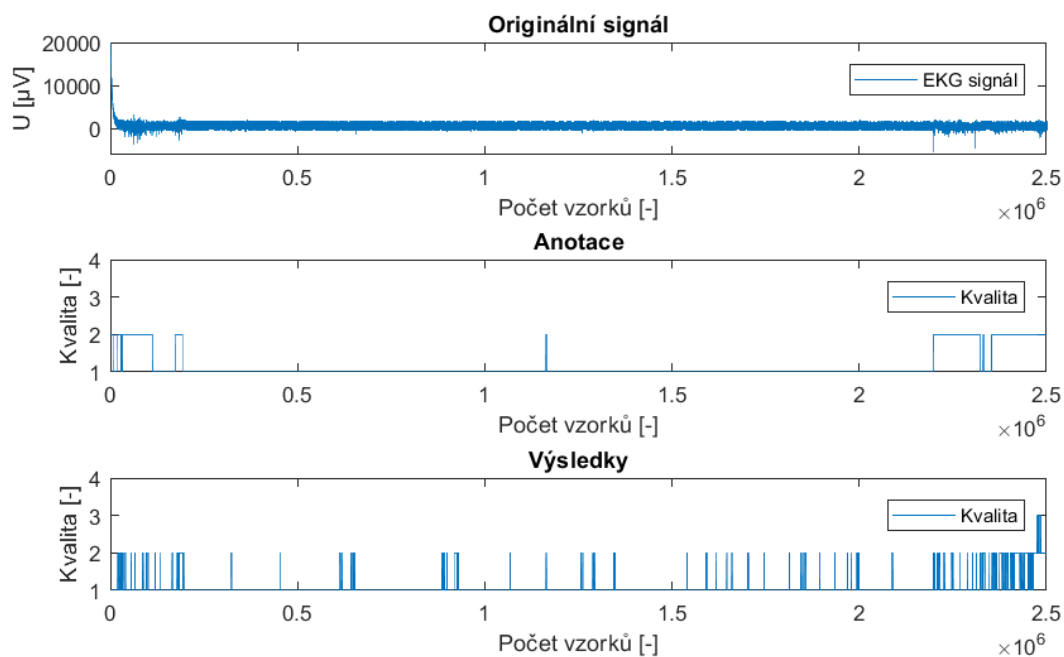


Obr. 5.8: Ukázka vývoje hodnoty SNR v čase - signál č.100001: vzorky 1 až 10,000,000



Obr. 5.9: Porovnání výsledku s anotací - signál č.100001: vzorky 1 až 10,000,000

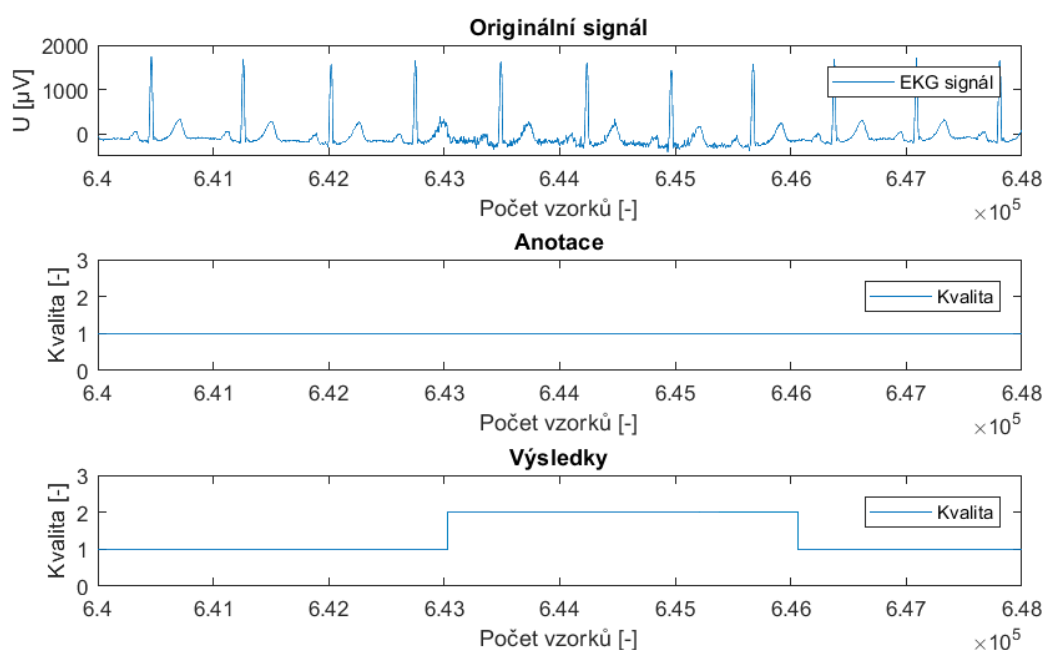
Jak lze pozorovat na obrázku 5.9, k rozdílům v hodnocení signálu dochází zejména v první čtvrtině jeho délky. Pro lepší přehlednost je tato část přiblížena na dalším obrázku 5.10.



Obr. 5.10: Porovnání výsledku s anotací - signál č.100001: vzorky 1 až 2,500,000

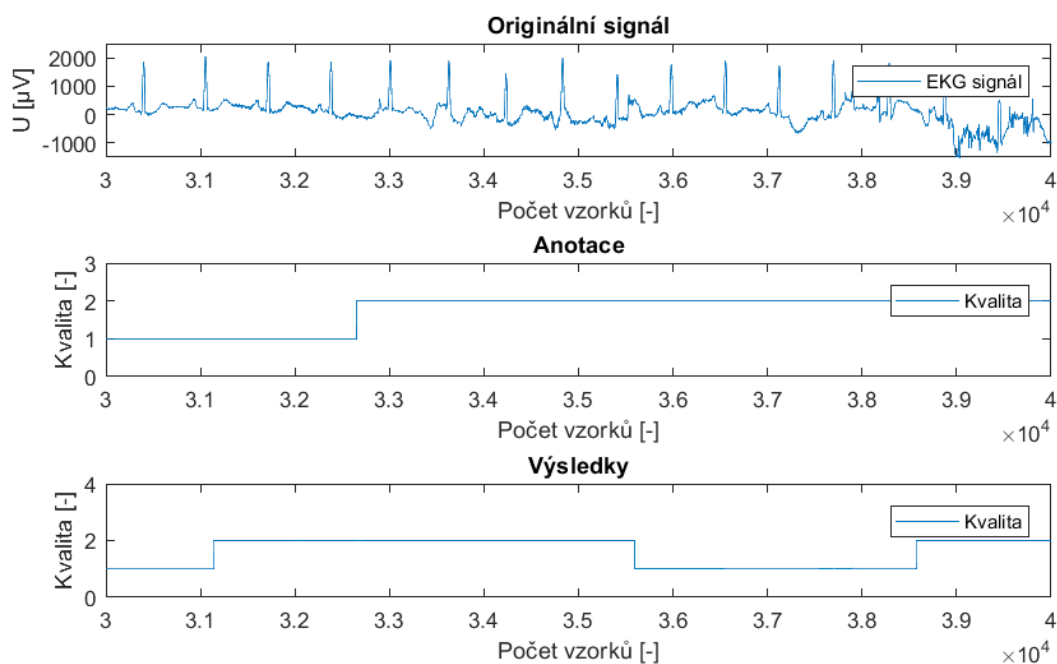
Následně si ukážeme pár detailních pohledů na jednotlivé náhodně vybrané úseky signálu, kde se hodnocení kvality mezi výsledky algoritmu a anotací liší. Na obrázku 5.10 je vidět, že oproti anotaci hodnotí algoritmus signál místy poněkud přísněji do kategorie č.2, tedy jako signál přijatelný, který se hodí pouze pro detekci QRS komplexů bez další analýzy.

První detailní pohled bude na část signálu mezi vzorky 640,000 a 648,000, kde si lze všimnout krátké zašuměné části. Jak lze vidět na obrázku 5.11 na následující stránce, výsledek algoritmu tento úsek označil do kategorie č.2 - signál přijatelný. Podle anotace je však tato část signálu označena do kategorie č.1 - signál dobrý. Podle subjektivního hodnocení tak lze v tomto případě dát za pravdu spíše výsledku algoritmu, a to proto, že by se bez dodatečné filtrace na tomto krátkém úseku analýza EKG křivky zřejmě nedala provést. S detekcí QRS komplexů by však na této části signálu nebyl žádný problém.

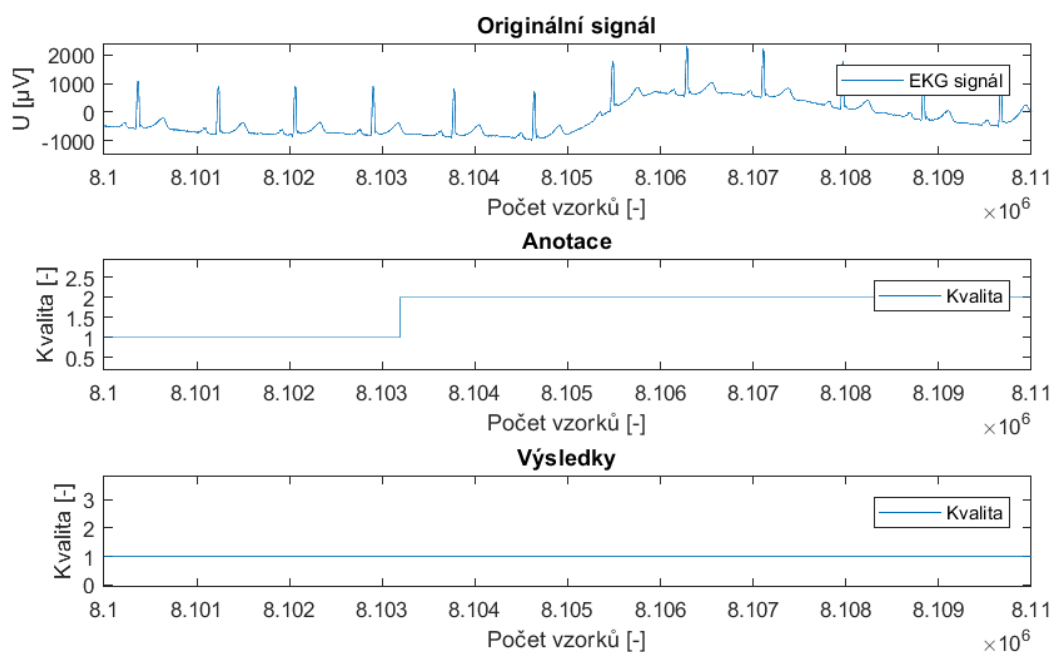


Obr. 5.11: Porovnání výsledku s anotací - vybraný úsek č.1

Na dalším úseku signálu se anotace a výsledky algoritmu moc neliší. Z horní části obrázku 5.12, kde je zobrazený originální signál, lze usoudit, že daný úsek spadá spíše do kategorie 2 - signál přijatelný. Tomu zhruba i odpovídají jak výsledky, tak anotace. Rozdíl je v tom, že oproti anotaci ohodnotil algoritmus daný úsek signálu částečně do kategorie č.1, což lze vzhledem k tvaru křivky považovat za hodnocení chybné.



Obr. 5.12: Porovnání výsledku s anotací - vybraný úsek č.2



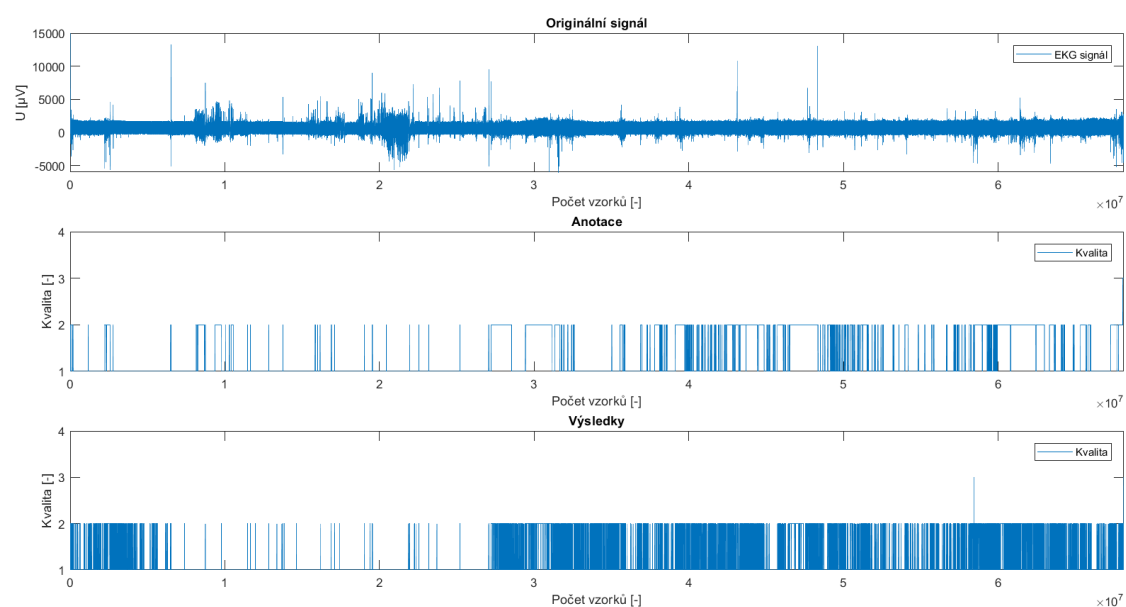
Obr. 5.13: Porovnání výsledku s anotací - vybraný úsek č.3

Kvalita dalšího úseku signálu, jehož srovnání je vidět na obrázku 5.13, je částečně anotací opět zařazena do kategorie č.2 - signál přijatelný. Algoritmus tuto

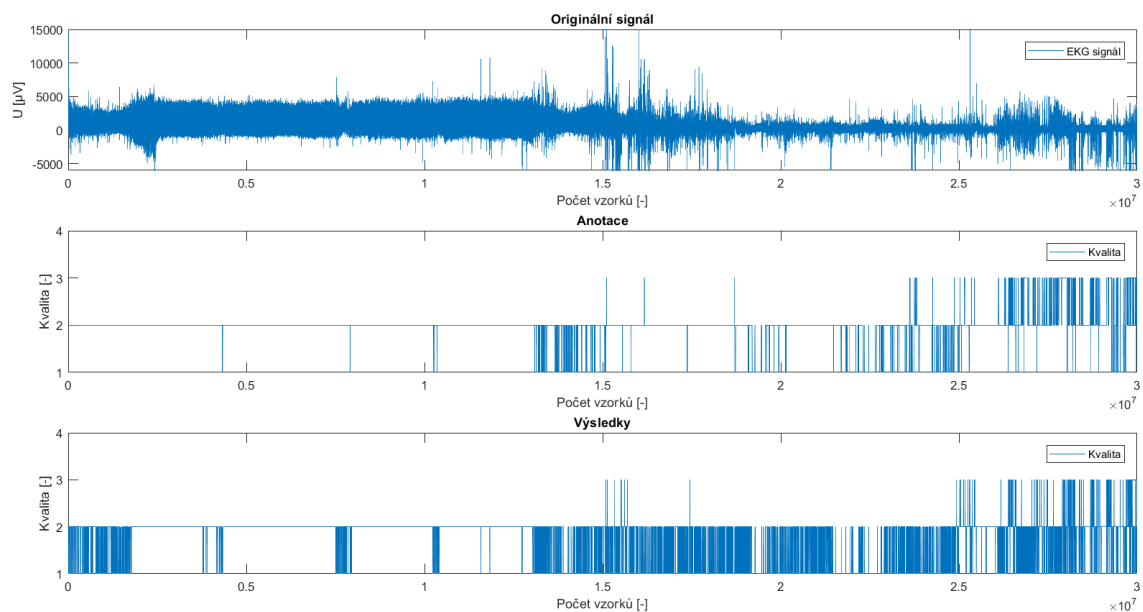
část signálu zařadil do kategorie č.1 - signál dobrý. Zde lze o správnosti hodnocení pochybovat. I když je na zobrazeném úseku signálu patrné značné kolísání nulové izoliny, tvarově zde není signál výrazně poškozen.

Na obrázcích níže jsou graficky znázorněny výsledky algoritmu spolu s anotací pro celé anotované části zadaných signálů. Jednotlivé statistické údaje vypočítané pomocí funkce *F1score* jsou poté opět shrnuty v následující tabulce.

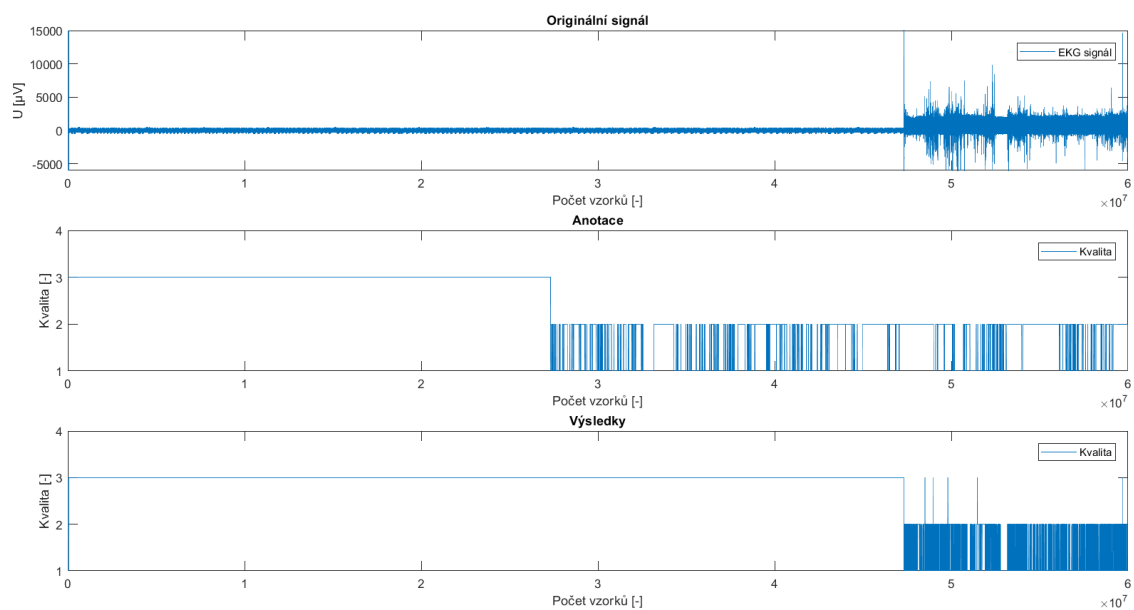
Signál	Senzitivita [%]			Pozitivní prediktivita [%]			F1score [%]	coverage [%]
	dobrý	příjemný	špatný	dobrý	příjemný	špatný		
100001	76.16	79.21	100.00	90.37	56.68	61.90	75.06	77.04
111001	77.61	78.27	20.27	28.94	92.96	32.40	50.69	75.69
105001	16.92	18.69	99.98	30,03	68,57	57,74	41,41	55,32



Obr. 5.14: Porovnání výsledku algoritmu založeného na výpočtu hodnoty SNR s anotací - anotovaný úsek signálu č.100001

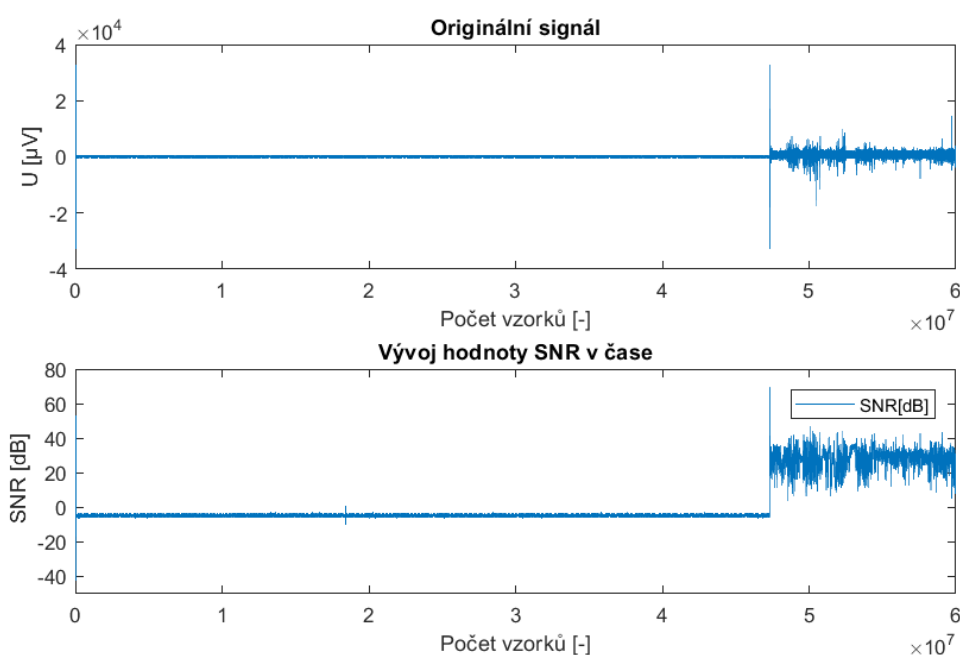


Obr. 5.15: Porovnání výsledku algoritmu založeného na výpočtu hodnoty SNR s anotací - anotovaný úsek signálu č.111001

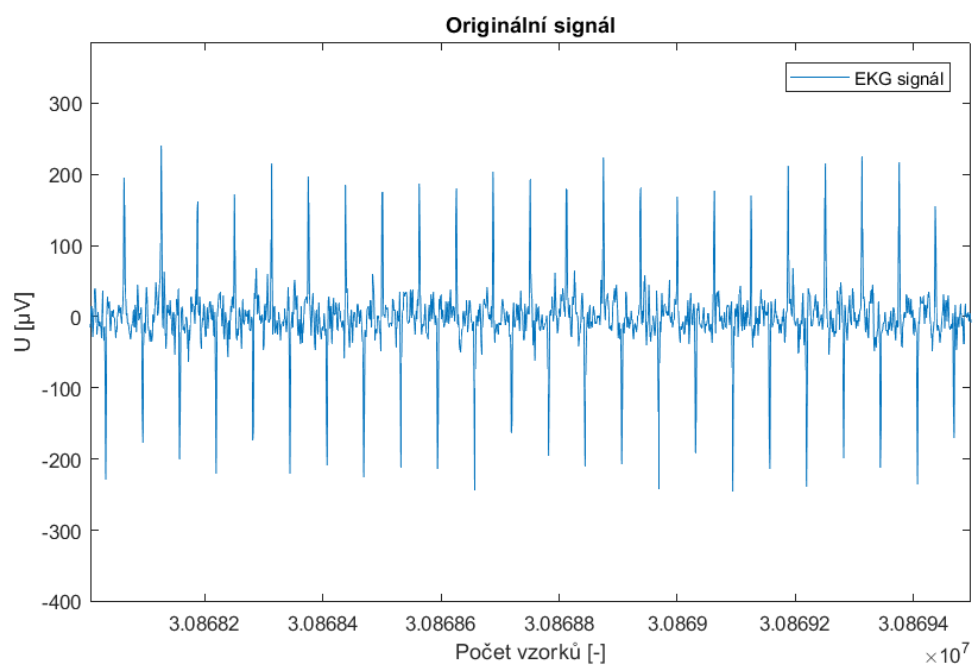


Obr. 5.16: Porovnání výsledku algoritmu založeného na výpočtu hodnoty SNR s anotací - anotovaný úsek signálu č.105001

Z výše uvedených výsledků a obrázku 5.16 je vidět, že největšího rozdílu mezi výsledky algoritmu a anotací dochází u signálu č.105001, a to zejména v části přibližně mezi vzorky 28,000,000 a 48,000,000 anotovaného úseku signálu, kde je signál hodnocen anotací střídavě do kategorií 1 a 2 a algoritmem pouze do kategorie 3. Výsledky algoritmu jsou dány tím, že hodnota SNR je od začátku tohoto úseku až do vzorku přibližně 48,000,000 záporná, viz obrázek 5.17. Na obrázku 5.18 je poté zobrazen detailní pohled na část tohoto úseku, kde je vidět rušení, které signál tvarově velmi znehodnocuje. Subjektivně lze usoudit, že bez přidané filtrace je na takto znehodnoceném signálu téměř nemožné detekovat jednotlivé QRS komplexy, a proto je zde možné dát za pravdu spíše algoritmu, který tvrdí, že je daný úsek signálu zcela nepoužitelný.



Obr. 5.17: Vývoj hodnoty SNR v čase - anotovaný úsek signálu č.105001



Obr. 5.18: Ukázka části znehodnoceného úseku signálu č.105001

6 Závěr

Cílem této práce bylo zejména seznámení se s jednotlivými metodami automatického odhadu kvality EKG signálu a následné vytvoření vlastního algoritmu vycházejícího z některých uvedených metod. Nejprve byla na základě nastudované literatury sepsána teoretická část, která se zaměřuje jak na fyziologii srdce, tak na typy rušení EKG signálu včetně filtrace a následným popisem dvou vybraných metod pro samotný odhad kvality, které byly následně realizovány v praktické části práce.

K otestování vytvořených algoritmů sloužily signály poskytnuté na Ústavu biomedicínského inženýrství VUT, které byly pořízeny pomocí holterovského měření přístrojem Faros 360. Vzhledem ke zhruba 24 hodin trvajícím záznamům a vzorkovací frekvenci 1000 HZ se projevila značná výpočetní náročnost, která časově ovlivňuje zejména detekci QRS komplexů v první části rozšířeného algoritmu SQI.

Praktická část obsahuje podrobný popis jednotlivých částí vytvořených algoritmů s grafickým zobrazením některých mezikroků. První realizovaný algoritmus vychází z metody Signal-Quality indeces (SQI), jejíž princip je popsán v teoretické části práce. Původní metoda rozděluje vstupní EKG signál podle vypočítané kvality do dvou skupin, a to na signál „dobrý“ a signál „špatný“. Oproti původní metodě byl algoritmus rozšířen o hodnocení signálu do třetí skupiny nazvané signál „přijatelný“. Tato skupina charakterizuje ty části signálu, které jsou dostatečně kvalitní pro výpočet tepové frekvence (detekci R-vln), ale zároveň nejsou natolik kvalitní, aby poskytly možnost celkové analýzy EKG křivky. Nedílnou součástí metody SQI je kvalitní detektor QRS komplexů, na který jsou vzhledem k délce signálů kladeny vysoké výpočetní nároky. Nejprve byl otestován QRS detektor založený na umocnění filtrovaného signálu, který však neposkytoval zcela spolehlivé výsledky. Proto byl nakonec použit převzatý detektor založený na Panově-Tompkinsově algoritmu, jehož výsledky byly ve všech ohledech lepší.

Druhým vytvořeným algoritmem je metoda založená na výpočtu spojitého vývoje hodnoty SNR (signal to noise ratio) v čase a následném prahování této hodnoty. Pro výpočet hodnoty SNR byla použita metoda wienerovské vlnkové filtrace, která poskytuje užitečnou a šumovou složku signálu. Oproti první metodě je algoritmus založený na výpočtu hodnoty SNR rychlejší. To je dáno především absencí QRS detektoru, který zejména u dlouhých signálů výrazně zvyšuje výpočetní náročnost.

Následně jsou v poslední části práce uvedeny a graficky zobrazeny dosažené výsledky. U obou metod je uvedeno několik obrázků, které detailně znázorňují zejména rozdíly v hodnocení mezi výsledky algoritmů a anotacemi. Při detailním pohledu na některé úseky signálu lze provést subjektivní posouzení jeho kvality. Při tomto subjektivním posouzení je možné usoudit, že ani anotace k zadaným signálům není zcela stoprocentní a v některých případech lze dát za pravdu spíše výsledkům algoritmu.

Uvedené statistické výsledky pro každou z realizovaných metod vycházejí z porovnání výsledků algoritmu s anotací. Statistické hodnocení bylo pořízeno pomocí funkce *F1score* vytvořené a dostupné na Ústavu biomedicínského inženýrství VUT. Tato funkce porovnává vektor kvality vypočítaný algoritmem s anotací a poskytuje tak senzitivitu a pozitivní prediktivitu pro všechny tři třídy kvality, průměrné F1 skóre určující míru přesnosti testu a coverage, tedy procentuálně vyjádřený poměr správně zařazených vzorků v porovnání s anotací.

Průměrná coverage je pro všechny tři zadané signály 70.98% u rozšířené metody SQI a 69.35% u metody založené na SNR. Úspěšnost obou metod je tedy při srovnávání s anotací velmi podobná. Možného zlepšení výsledků by mohlo být dosaženo kombinací obou metod. Metoda SQI je více založena na tvarových aspektech vstupního signálu bez větší citlivosti na přítomnost šumu. Metoda využívající výpočet hodnoty SNR je naopak na přítomnost šumu v signálu už z principu velmi citlivá. Tvarové vlastnosti signálu se však u metody založené na SNR příliš neprojeví.

Literatura

- [1] ATKIELSKI, Anthony. *Schematic diagram of normal sinus rhythm for a human heart as seen on ECG* [online]. In: . 2019 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/09/ECG-PQRST%2Bpopis.svg>
- [2] *Bradenton heart center* [online]. Bradenton, 2014 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <http://bradentonheartcenter.com/holter-event-monitoring/>
- [3] ČIHALÍK, Čestmír a Miloš TÁBORSKÝ. *EKG v klinické praxi*. Olomouc: Solen, Medical education, 2013. Meduca. ISBN 978-80-7471-015-5.
- [4] EINTHOVEN, W., G. FAHR a A. DE WAART. On the direction and manifest size of the variations of potential in the human heart and on the influence of the position of the heart on the form of the electrocardiogram. *American Heart Journal* [online]. 1950, **40**(2), 163-211 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1016/0002-8703(50)90165-7. ISSN 00028703. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0002870350901657>
- [5] Emotion Faros Series Manual: 800778. In: *ECG on-demand* [online]. Fínsko: FI-70800 Kuopio, 2017 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <https://ecgcloud.co.uk/software/800778-2.3.0%20eMotion%20Faros%20Series%20Manual.pdf>
- [6] HARUŠTIAKOVÁ, Danko. *Vícerozměrné statistické metody v biologii*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-791-8.
- [7] CHMELAŘ, Milan. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: CERM, 1995. Učební texty vysokých škol. ISBN 80-85867-63-x.
- [8] JEHLIČKA, Karel a Jiří KOZUMPLÍK. *Zpracování biologických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brne, 1982.
- [9] JEKOVA, Irena, Vessela KRASTEVA, Ivaylo CHRISTOV a Roger ABÄCHERLI. Threshold-based system for noise detection in multilead ECG recordings. *Physiological Measurement* [online]. 2012, **33**(9), 1463-1477 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1463. ISSN 0967-3334. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0967-3334/33/9/1463>
- [10] JEROEN, Hut. *Precordial leads* [online]. In: . 2010 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/66/Precordial_Leads_2.svg

- [11] KABIR, Sumrin M., Alina MIRZA a Shahzad A. SHEIKH. Impulsive Noise Reduction Method Based on Clipping and Adaptive Filters in AWGN Channel. *International Journal of Future Computer and Communication* [online]. 2015, 4(5), 341-345 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.18178/ijfcc.2015.4.5.413. ISSN 20103751. Dostupné z: <http://www.ijfcc.org/show-60-727-1.html>
- [12] KHAN, M. I. Gabriel. *EKG a jeho hodnocení*. Přeložil František KÖLBEL. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0910-4.
- [13] KOZUMPLÍK, J. a J.HOLČÍK. Číslíkový filtr pro potlačení síťového rušení v signálech EKG. *Lékařská technika*. 1989, roč. 20, 3/89, s. 56-59. ISSN 0301-5491.
- [14] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2012.
- [15] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields* [online]. Oxford University Press, 1995 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001. ISBN 9780195058239.
- [16] MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [17] NEMIRKO, A.P. a T.S LUGOVAYA. *Biometric human recognition system based on electrocardiogram* [online]. Moskva: Russian Conference on Mathematical Methods of Pattern Recognition, 2005 [cit. 2020-05-28].
- [18] ORPHANIDOU, Christina, Timothy BONNICI, Peter CHARLTON, David CLIFTON, David VALLANCE a Lionel TARASSENKO. Signal Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2014, , 1-1 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2338351. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6862843/>
- [19] PAN, Jiapu a Willis J. TOMPKINS. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 1985, **BME-32**(3), 230-236 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4122029/>
- [20] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3107-7.

- [21] RÁČEK, Tomáš a Jiří KOZUMPLÍK. Číslicová filtrace signálů EKG: Digital filtering of ECG signals. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009.
- [22] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [23] RYŠÁNEK, Jan Filtrace signálů EKG s využitím vlnkové transformace: diplomová práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 78 s. Vedoucí práce byl doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [24] SASAKI, Yutaka. *The truth of the F-measure* [online]. Manchester: School of Computer Science, University of Manchester, 2007, (26) [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <https://www.toyota-ti.ac.jp/Lab/Denshi/COIN/people/yutaka.sasaki/F-measure-YS-26Oct07.pdf?fbclid=IwAR1aYlvYeQEJMWiJeT4yX5i5Yy8re1QbuwVjvLaLfoI8zIFboRCuu4BeP0>
- [25] SEDGHAMIZ, Hooman. Complete Pan Tompkins Implementation ECG QRS detector. *MATLAB Central File Exchange* [online]. Linköping university, 2014 [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector?fbclid=IwAR2fPfbC4FmVecvrWXZv5owDkAvvUVfTo4ZQNENts>
- [26] SHARMA, Ishika, Rajesh MEHRA a Monika SINGH. Adaptive filter design for ECG noise reduction using LMS algorithm. In: *2015 4th International Conference on Reliability, Infocom Technologies and Optimization (ICRITO) (Trends and Future Directions)* [online]. IEEE, 2015, 2015, s. 1-6 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.1109/ICRITO.2015.7359333. ISBN 978-1-4673-7231-2. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7359333/>
- [27] SMITAL, L. Vlnková filtrace elektrokardiogramů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 99 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [28] SVAČINA, Jiří. *Elektromagnetická kompatibilita: principy a poznámky*. Brno: Vysoké učení technické, 2001. Připojujeme se k Evropské unii. ISBN 80-214-1873-7.
- [29] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.

- [30] VINZIO MAGGIO, Ana Cecilia, Mara PAULA, Eric LACIAR a Pedro DAVID. Quantification of Ventricular Repolarization Dispersion Using Digital Processing of the Surface ECG. MILLIS, Richard, ed. *Advances in Electrocardiograms - Methods and Analysis* [online]. InTech, 2012, 2012-01-25 [cit. 2020-05-28]. DOI: 10.5772/23050. ISBN 978-953-307-923-3. Dostupné z: <http://www.intechopen.com/books/advances-in-electrocardiograms-methods-and-analysis/quantification-of-cardiac-ventricular-repolarization-dispersion-using-computarized-ecg->
- [31] ZAVÁZALOVÁ, M. Odhad kvality signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 78 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Lukáš Smital, Ph.D.